

**LAGERUNGSABHÄNGIGE VERÄNDERUNGEN
PLANIMETRISCHER MEßGRÖßEN AUF
STANDARDBECKENÜBERSICHTSAUFNAHMEN
BEI DER DIAGNOSTISCHEN
ABGRENZUNG DER HÜFTDYSPLASIE**

EUGEN SCHIER

1987



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554824_0019

Vorstand Prof. Dr. med. H. J. Refior

Dissertation

an der Medizinischen Fakultät der

1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Brückl

.....

Mitberichterstatter: Prof.Dr. H.-J. Refior

.....

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof.Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 05.03.1987

Herrn Priv.Doiz.Dr.R.Brückl danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die stets hilfreiche und sorgfältige Betreuung, Herrn Dr.Ing.W.Plitz und dem Labor für Biomechanik der Staatl.Orthopädischen Klinik München-Harlaching für die hilfreiche Unterstützung.

Danken möchte ich auch Herrn Prof.Dr.Spann und dem Gerichtsmedizinischen Institut der Ludwig-Maximilians-Universität, Herrn Prof.Dr.Lissner und der Radiologischen Klinik Innenstadt sowie allen anderen Instituten, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben.

Dank gebührt auch Herrn Dr.Eder, vom Bayerischen Landesinstitut für Strahlenschutz und Umweltforschung für wertvolle Anregungen und Mithilfe und meinem Kommilitonen S.Grunert für die Erstellung der Berechnungsgrundlagen und Grafiken zur ersten Meßreihe.

Inhalt

1. Einleitung
- 1.1. Der Hüftwert
2. Wahl der Meßebene
3. Voruntersuchung für die Konstruktion eines Meßgerätes
4. Konstruktion eines Meßgerätes zur Bestimmung der Lage des Beckens im Raum
 - 4.1.1. Konstruktion eines Prototyps
 - 4.1.2. Ergebnisse mit dem Prototyp
 - 4.2.1. Konstruktion der neuen Ausführung des Meßgerätes
 - 4.2.2. Technische Daten des Meßgerätes
 - 4.2.3. Theoretische Grundlagen zum Einsatz des Meßgerätes
 - 4.2.3.1. Abbildungsgeometrie bei Zentralprojektion
 - 4.2.3.1.1. Vergrößerung
 - 4.2.3.1.2. Verzeichnung
 - 4.2.3.1.3. Abbildung von Winkeln
 - 4.2.3.2. Berechnung der Pendellänge
 - 4.2.3.3. Fehlerbetrachtung zur Pendelanzeige
5. Versuchsanordnung
 - 5.1. Kontrolle der Röntgenanlage
 - 5.2. Aufnahmetechnik
 - 5.3. Lagerung der Leiche

- 5.3.1. Exakte Rückenlage
- 5.3.1.1. Röntgentechnische Anforderungen
- 5.3.1.2. Auflageflächen bzw. Auflagepunkte
- 5.3.1.2.1. Knöcherne Auflagestellen
- 5.3.1.2.2. Auflagestellen an Weichteilen
- 5.3.2. Beckenfehlagerung
- 5.3.2.1. Beckendrehung
- 5.3.2.1.1. Theoretische Grundlagen
- 5.3.2.1.2. Beckendrehung am lebenden Patienten
- 5.3.2.2. Beckenkipfung und Beckenaufrichtung
- 5.3.2.2.1. Theoretische Grundlagen
- 5.3.2.2.2. Beckenkipfung und -Aufrichtung am lebenden Probanden
- 5.4. Sitz des Meßgerätes auf der Leiche
- 6. Versuchsdurchführung
- 6.1. Positionsveränderungen des Beckens als reine Beckendrehung, Beckenaufrichtung und Beckenkipfung
- 6.1.1. Erste Meßreihe
- 6.1.2. Zweite Meßreihe
- 6.2. Kombinierte Positionsänderungen des Beckens
- 6.2.1. Meßreihe der kombinierten Positionsänderungen des Beckens
- 7. Ergebnisse
- 7.1. Auswertungsverfahren
- 7.2. Erste Meßreihe
- 7.2.1. Beckendrehung zur selben Seite

- 7.2.2. Beckendrehung zur Gegenseite
- 7.2.3. Beckenkipfung
- 7.2.4. Beckenaufrichtung
- 7.3. Zweite Meßreihe
- 7.3.1. Beckendrehung zur selben Seite
- 7.3.2. Beckendrehung zur Gegenseite
- 7.3.3. Beckenkipfung
- 7.3.4. Beckenaufrichtung
- 7.4. Mittelwerte zur ersten und zweiten Meßreihe
- 7.4.1. Beckendrehung zur selben Seite - Mittelwerte
- 7.4.2. Beckendrehung zur Gegenseite - Mittelwerte
- 7.4.3. Beckenkipfung - Mittelwerte
- 7.4.4. Beckenaufrichtung - Mittelwerte
- 7.5. Kombinierte Positionsänderungen des Beckens
- 7.5.1. Beckenaufrichtung und -Drehung zur selben Seite
- 7.5.2. Beckenaufrichtung und -Drehung zur Gegenseite
- 7.5.3. Beckenkipfung und -Drehung zur selben Seite
- 7.5.4. Beckenkipfung und -Drehung zur Gegenseite
- 7.6. Mittelwerte der kombinierten Positionsänderungen des Beckens
- 7.6.1. Beckenaufrichtung und -Drehung zur selben Seite - Mittelwerte
- 7.6.2. Beckenaufrichtung und -Drehung zur Gegenseite - Mittelwerte
- 7.6.3. Beckenkipfung und -Drehung zur selben Seite - Mittelwerte

- 7.6.4. Beckenkipfung und -Drehung zur Gegenseite -
Mittelwerte
- 8. Diskussion der Ergebnisse
 - 8.1. Das Verhalten des ACM-Winkels bei unterschied-
lichen Beckenpositionen
 - 8.1.1. Positionsveränderungen auf der vertikalen und
horizontalen Beckenachse
 - 8.1.2. Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens
 - 8.1.3. Zusammenstellung der durchschnittlichen Änderung
des ACM-Winkels bei jeweils 10° unterschiedlicher
Beckenverlagerung im Mittel
 - 8.2. Das Verhalten des CE-Winkels bei unterschied-
lichen Beckenpositionen
 - 8.2.1. Positionsveränderungen auf der vertikalen und
horizontalen Beckenachse
 - 8.2.2. Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens
 - 8.2.3. Zusammenstellung der Änderung des CE-Winkels bei
jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung
im Mittel
 - 8.3. Das Verhalten der d-Strecke bei unterschiedlichen
Beckenpositionen
 - 8.3.1. Positionsveränderungen auf der vertikalen und
horizontalen Beckenachse
 - 8.3.2. Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens
 - 8.3.3. Zusammenstellung der Änderung der d-Strecke bei
jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung
im Mittel

- 8.4. Das Verhalten des Hüftwertes bei unterschiedlichen Beckenpositionen
 - 8.4.1. Positionsveränderungen auf der vertikalen und horizontalen Beckenachse
 - 8.4.2. Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens
 - 8.4.3. Zusammenstellung der Änderung des Hüftwertes bei jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung im Mittel
- 9. Zusammenfassung
- 10. Anhang

Literatur

1. Einleitung

Die Hüftdysplasie ist die häufigste angeborene Veränderung des Skelettsystems. Unbehandelt führt sie meist zur Gelenkdeformität. Dabei besteht eine Minderwertigkeit im Sinne eines Entwicklungsrückstandes von Knochen, Knorpel, Gelenkkapsel und umgebenden Weichteilen, also an allen Teilen des Gelenkkomplexes, wobei unter Umständen das ganze Becken und das Bein betroffen sein können. Die Form der dysplastischen Hüftpfanne ist mehr längsoval, der Schenkelhalsschaftswinkel vergrößert und der Femur in Antetorsionsstellung (KAISER 1958).

Das Auftreten der Dysplasie Hüfte ist regional unterschiedlich, was auf die endogene Entstehung hinweist. Im deutschsprachigen Raum findet sich eine Häufung der Erkrankung besonders in Sachsen, Thüringen, Franken, Oberpfalz und Oberhessen sowie in Österreich. Auf die endogene Entstehung weist ferner das Geschlechtsverhältnis von weiblich zu männlich von etwa 6 : 1 hin (KAISER 1958, LANGE 1971). Dazu werden u.a. konstitutionelle und hormonelle Faktoren sowie eine Kapsel-Band-Laxizität diskutiert (TÖNNIS 1984). Exogene Faktoren wie intrauterine Lageanomalien sowie zu enges Wickeln der Säuglinge stehen ebenfalls in der ätiologischen Diskussion.

Das Leiden wurde schon im Altertum von Hippokrates beschrieben, der auch eine Unterscheidung der angeborenen Form von der Destruktionsluxation vornahm und sie bereits damals für eine kongenitale Erkrankung hielt (LANGE 1971).

Bis zur Entwicklung der Röntgentechnik war man bei der Diagnostik allein auf die klinischen Zeichen angewiesen. Ihnen haftet jedoch der Mangel an, daß sie für die Hüftdysplasie nicht pathognomonisch sind, da sie unter Umständen auch bei anderen Hüfterkrankungen auftreten können (SCHUSTER 1975).

Beispielsweise tritt die Abspreizhemmung auch bei Coxa vara, Coxitis, spastischer Cerebralparese und als Verletzungsfolge auf (MÜNZENBERG 1981). Das Trendelenburgzeichen kommt u.a. auch bei coxa vara, M. Perthes, Lähmung und Pseudarthrose vor (DEBRUNNER 1983).

Der Trochanterhochstand ist nur bei ausgeprägter Hüftverrenkung positiv und auch die Außenrotationsstellung des luxierten Beines ist ein inkonstantes Zeichen, da ein Fehlen nicht gegen die Luxation spricht (LANGE 1971). Faltenasymmetrien sind auch bei vielen gesunden Kindern vorhanden (TÖNNIS u. BRUNKEN 1968, SCHNEIDER 1960) und nur bei 30 % liegt eine Dysplasie vor (IDELBERGER 1978).

Den technischen Diagnoseverfahren kam daher eine zunehmende Bedeutung zu. In den letzten Jahren erlangten neben der Standard-Röntgentechnik insbesondere die Hüftsonografie und die Computertomografie des Hüftgelenkes eine gewisse Bedeutung. Die Hüftsonografie ermöglicht gleich nach der Geburt eine routinemäßige Untersuchung der Säuglingshüfte bis etwa zum 10. Lebensmonat (GRAF 1984). Die Indikation zur Computertomografie ist dann gegeben, wenn die geäußerten Techniken die Probleme nicht lösen können (TÖNNIS 1984).

Röntgenologische Kriterien haben das Primat bei der Diagnostik der Hüftdysplasie sowie bei der Beurteilung von Ausmaß und Verlauf dieser kongenitalen Erkrankung.

Als Grundlage dient die Beckenübersichtsaufnahme (MEULI 1976).

In den letzten vier Jahrzehnten wurde dazu eine Fülle von mehr oder weniger gebräuchlichen Parametern (Winkel, Meßstrecken, Indices) angegeben. Die meisten von ihnen sind jedoch an standardisierte Aufnahmebedingungen (ENGELHARDT 1984) und damit auch an die exakte Einhaltung einer ganz bestimmten Lagerungsposition gebunden.

Messungen am Beckenübersichtsbild sind von vielen Projektions- und Stellungseinflüssen abhängig (TÖNNIS u. BRUNKEN 1968, IDELBERGER 1978, PAPADOPULOS u. MALAHIAS 1973), da durch die Zentralprojektion der Röntgenstrahlung bei Fehllagerungen projektionsbedingte Veränderungen der Objektstrukturen auftreten und damit die Aufnahmegeometrie verändert werden kann.

Auch MITTELMEIER und SCHMITT (1981) betonen die Bedeutung der richtigen Lagerung der Patienten bei Diagnostik und Verlaufskontrolle der Hüft dysplasie, weil Fehllagerungen die Beurteilung erschweren und zu diagnostischen Irrtümern führen können.

IDELBERGER (1978) weist in diesem Zusammenhang auf das Vortäuschen eines steilen Pfannendaches durch Drehung des Beckens um dessen Längs- oder Querachse hin.

ZIPPEL (1971) führt die Vorteile der Pfannenwinkelbestimmung im Lagerungsgerät an, wodurch röntgenologische Projektionsfehler infolge unterschiedlicher Beckenfehlstellungen (Kippung, Drehung) vermieden werden können.

SCHUSTER (1973) beschreibt die Gefahr einer Fehldiagnose bei alleiniger Heranziehung einer Winkelbestimmung, da die Größe des Winkels, etwa des Pfannendachwinkels (Winkel

zwischen der Y-Fugen-Linie und der Linie zum Pfannen-
erker, TÖNNIS 1984) durch eine häufig vorkommende leichte
Seitverdrehung des Beckens verändert wird. Ebenso beein-
flussen Beckenkipfung und Beckenaufrichtung den Pfannen-
dachwinkel (TÖNNIS 1962, 1976 u. 1981, TÖNNIS u. BRUNKEN 1968).
Weitere Autoren beschreiben Änderungen von Pfannendach-
winkeln bei Beckenverlagerungen (WEBER 1910, FABER 1938,
PITZEN 1949, ROHLEDERER 1950, RAVELLI 1953 u. 1975, KAISER
1958, HALL 1964, BRUSSATIS 1965, WAIGAND 1968, JANOVEC 1973,
KELLER 1975 u. a.), sowie die Änderung der gesamten, abge-
bildeten Beckenmorphologie (HALL 1964).

HUBENSDORF (1966) setzt deshalb die Kenntnis der möglichen
Projektionsfehler beim Begutachter voraus, insbesondere,
da verschiedene Hilfslinien für die Diagnostik (Hilgen-
reiner, Menard, Ombredanne, Shenton u. a.) bei fehlgelagerten
Aufnahmen versagen, und MELZER (1977) fordert zu Recht,
daß Auswirkungen von Beckenverdrehung, - Verkippung oder
- Aufrichtung auf die Beurteilungskriterien zu berück-
sichtigen sind.

TÖNNIS u. BRUNKEN (1968) führten zum Ausschluß von Auf-
nahmen über einen bestimmten Beckendrehungsgrad hinaus
den sog. Beckendrehungsindex ein (Normbereich 1,8 - 0,56).
Dabei gehen gleichzeitige Beckenkipfung und Beckenauf-
richtung nicht mit ein. Hierfür wird als Kriterium der
Symphysen-Sitzbeinwinkel herangezogen. Für diesen Winkel
ergeben sich für den Regelfall der Lagerung folgende
Werte : Alter 1 - 6 Monate ($100-135^{\circ}$), 7 - 12 Monate ($100-130^{\circ}$),
1 - 2 Jahre ($95 - 128^{\circ}$), 2 - 3 Jahre ($90 - 125^{\circ}$),
3 - 5 Jahre ($85 - 115^{\circ}$). Diese Werte sollten möglichst
eingehalten werden (TÖNNIS 1984).

Beckenaufnahmen, deren Beckendrehungsindex außerhalb
des oben angegebenen Bereiches liegt, sind nicht mehr zu

verwenden, wobei der beinhaltete Fehler kontinuierlich bis zum Grenzwert steigt.

Hier wäre grundsätzlich ein Verfahren vorzuziehen, das mit zunehmendem Fehler auch eine zunehmende Korrektur desselben beinhaltet, da sich letztlich lagerungsbedingte Fehler in der täglichen Praxis innerhalb bestimmter Grenzen nicht vermeiden lassen. Beispielsweise wird man den Patienten bei der Lagerung möglichst vor Schmerzen bewahren wollen und ebenso können andere Faktoren wie Zeitmangel oder der Mangel an Hilfspersonal eine exakte Lagerung bisweilen schwierig gestalten.

Zur Abgrenzung dysplastischer Hüftgelenke von solchen, die noch im Normbereich liegen, wurde von BUSSE u. Mitarb. (1972) der Hüftwert in die Diagnostik eingeführt. Dieser Wert ist eine aus mehreren spezifischen Meßgrößen zusammengesetzte Größe und damit "besser geeignet als die bisherigen Kriterien, die Deformierung eines Hüftgelenkes zu erfassen".

Dies gilt insbesondere für die Beurteilung von Hüftgelenken im Grenzbereich des Normalen (BRÜCKL 1972), was nicht unwesentlich ist, da vom Normalen zur Dysplasie fließende Übergänge bestehen (IDELBERGER 1978).

Der Hüftwert ermöglicht ferner Aussagen zur Prognose von dysplastischen Hüftgelenken und zur Frage nach dem richtigen Operationszeitpunkt (BRÜCKL u. TÖNNIS 1979, BRÜCKL u. TÖNNIS 1981, SCHNEIDER 1980, SCHULZE u. SCHNEIDER 1981, DÜRRSCHMIDT 1981).

Da sich der Hüftwert aus drei voneinander unabhängigen Meßgrößen zusammensetzt, lag die Überlegung nicht fern, ob er sich nicht entsprechend obiger Forderung nach

zunehmender Korrektur bei zunehmendem Fehler durch ausgleichende Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Größen bei Verlagerungen des Beckens insgesamt stabiler erweisen würde als die einzelnen Meßgrößen und damit auch relativ unabhängig von Lagerungsfehlern wäre.

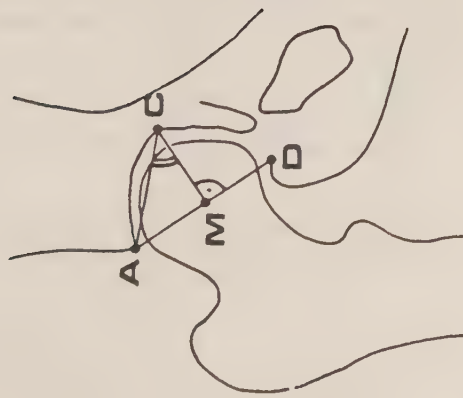
Diese Untersuchung war Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Zur planimetrischen Erfassung des Hüftgelenkes mit den Meßgrößen des Hüftwertes bei seitenungleichen röntgenologischen Projektionsbedingungen war eine experimentelle Studie erforderlich, da projektionsbedingte Veränderungen dieser nicht reellen Meßgrößen theoretisch nicht zu ermitteln sind.

1.1 Der Hüftwert

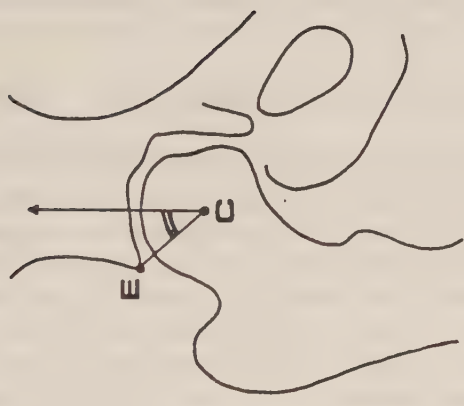
Der Hüftwert ist eine aus mehreren für das Hüftgelenk spezifischen Meßgrößen zusammengesetzte, rechnerische Größe (BRÜCKL u. TÖNNIS 1981). Die einzelnen Meßgrößen werden aus einer standardisierten Beckenübersichtsaufnahme entnommen.

Es handelt sich dabei um (Abb. 1.1):

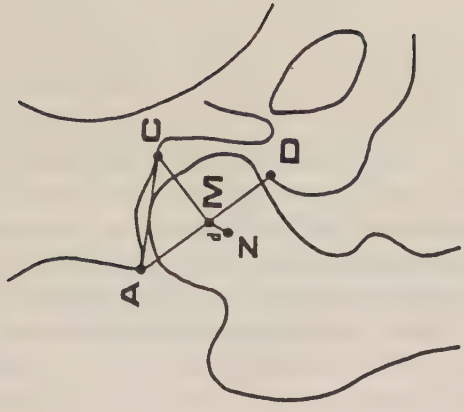
- 1) Den ACM - Winkel nach Idelberger und Frank
- 2) Den CE - Winkel Wibergs
- 3) Die d - Strecke (BRÜCKL u. Mitarb. 1972, BRÜCKL u. TÖNNIS 1979).



Der ACM - Winkel



Der CE - Winkel



Die d - Strecke

Abb. 1.1.1 Die Meßgrößen des Hüftwertes (Umgezeichnet nach BUSSE, GASTEIGER u. TÖNNIS 1972).

Zu 1) Der ACM-Winkel von IDELBERGER und FRANK

Der Punkt A ist "der höchste Punkt des Pfannenrandes" - anatomisch der "erhöhte Rand der Hüftgelenkspfanne". Der Punkt D stellt "den tiefsten Punkt des Pfannenrandes" an der Incisura acetabuli dar. Er stellt sich im Röntgenbild am unteren Pfannenrand entweder als kleine, aufgehellte Inzisur oder als weißer Punkt dar". (IDELBERGER und FRANK 1952).

Der ACM-Winkel stellt näherungsweise ein Maß für die Ausbildung der Pfanne dar (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972).

Zu 2) Der CE-Winkel (Center-Edge-Winkel) WIBERGS

Der Punkt E ist wieder der äußerste Punkt des Pfannenerkers, C ist das Zentrum des Caput femoris. (Dieses ist beispielsweise mit dem Röntgenischlometer nach M.E. Müller zu ermitteln). Der Winkel zwischen der Strecke EC und der Körper senkrechten ist der CE-Winkel nach WIBERG (1933). Er gibt zusammen mit der d-Strecke Auskunft über die Lage des Kopfes zur Pfanne und den Grad der Subluxation (TÖNNIS 1974) und ist für sich allein ein Maß zur Beurteilung der Ausnutzung des Pfannendaches durch den Hüftkopf (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972, BRÜCKL u. Mitarb. 1972).

Zu 3) Die d - Strecke oder MZ - Strecke

Nach BRÜCKL und Mitarbeitern(1972) bzw. BRÜCKL und TÖNNIS (1979) wird die Strecke zwischen dem Kopfzentrum Z und dem Mittelpunkt der Strecke AD als Dezentrierungsstrecke (MZ - Strecke) bezeichnet.

Die d - Strecke gilt als ein Maß für die Kongruenz zwischen Kopf und Pfanne, bzw. für die Verschiebung des Kopfzentrums aus dem Pfannenzentrum (TÖNNIS 1974).

Der Hüftwert berechnet sich in folgender Weise:

$$\text{Hüftwert} = A + B + C + 10$$

Dabei ist:

$$A = \sqrt{3} \cdot \frac{\boxed{\text{ACM}} - \text{Mittelwert von ACM}}{\text{Standardabweichung von ACM}}$$

$$B = \sqrt{3} \cdot \frac{\text{Mittelwert von CE} - \boxed{\text{CE}}}{\text{Standardabweichung von CE}}$$

$$C = \sqrt{3} \cdot \frac{\boxed{d} - \text{Mittelwert von d}}{\text{Standardabweichung von d}}$$

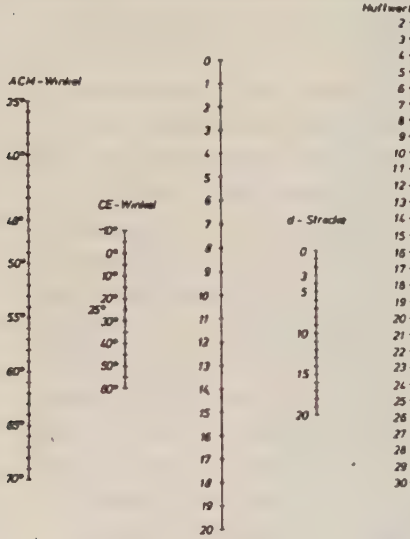
Diejenigen Meßgrößen, die am Röntgenbild abzulesen sind, sind eingerahmt.

Zur Vereinfachung der Bestimmung des Hüftwertes wurden für vier verschiedene Altersgruppen von BRÜCKL (1972) Nomogramme erstellt (Abb. 1.2).

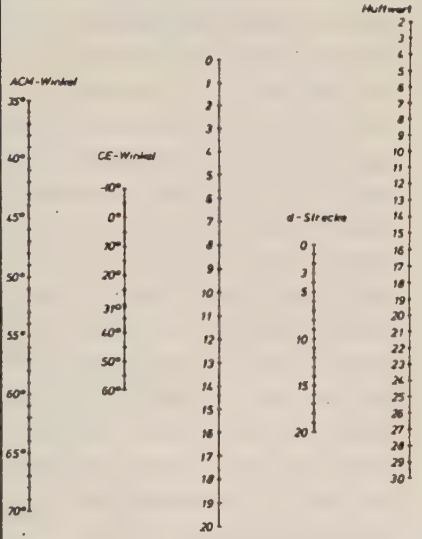
Mittlerweile erfolgt die Berechnung unter Verwendung eines speziellen Taschenrechners, in den nur noch die Meßgrößen und das Alter einzugeben sind.

Abb. 1.2 Nomogramme zur Ermittlung des Hüftwertes

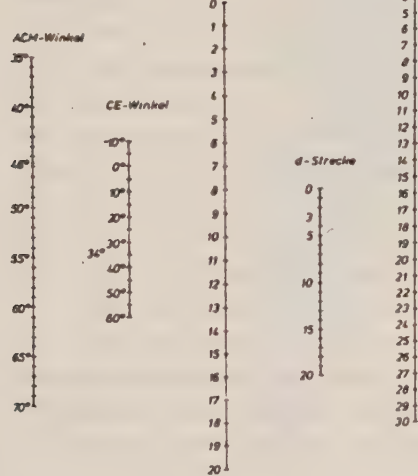
Hüftwert im Alter von 5-3 Jahren



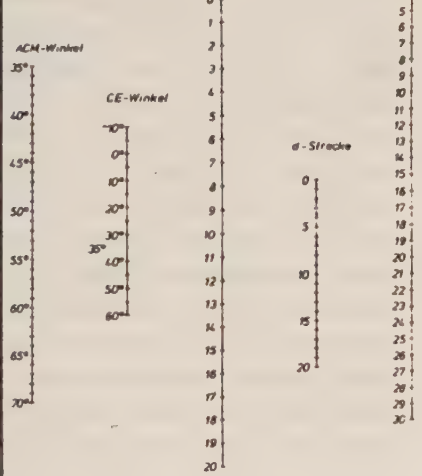
Hüftwert im Alter von 9-12 Jahren



Hüftwert im Alter von 13-16 Jahren



Hüftwert im Alter von 17-20 Jahren



2. Wahl der Meßebene

Um den Patientenuntersuchungen am Röntgentisch möglichst nahe zu kommen, sollten die geplanten, experimentellen Untersuchungen an Leichen erfolgen und zwar an Leichen von Erwachsenen, da sich dort die Möglichkeiten der Fehlprojektionen des Beckens am deutlichsten sichtbar machen lassen (HUBENSTORF 1966).

Zur Messung der Änderung verschiedener Hüftgelenksparemeter im Röntgenbild bei verschiedenen Beckenpositionen war neben der Konstruktion eines geeigneten Meßgerätes zunächst das Auffinden einer Meßebene im Beckenbereich nötig. Diese Ebene sollte so im Raum liegen, daß sie bei Verwendung eines geeigneten Meßgerätes eine bestimmte Beckenposition, z.B. Kippung oder Drehung des Beckens in Winkelgraden, bezogen auf die Röntgentischebene (= Horizontalebene) exakt wiedergibt. Es war also eine Ebene zu finden, die bei ordnungsgemäßer Lagerung des Beckens (= Ausgangsposition) parallel zur Tischebene verläuft und für etwaige Positionsänderungen des Beckens repräsentativ ist. Ferner sollten die Bezugspunkte für die Ebene nicht zu schwer zugänglich sein, um das Anbringen des Meßinstrumentes zu ermöglichen.

Die Ebene, die sich bei Zugrundelegung dieser Erfordernisse als eindeutig beste anbot, war die sog. Spino-Symphysenebene der Anthropologen (MARTIN und SALLER, 1957). Auch DÖRR (1968) empfiehlt diese Ebene als Bezugsebene für Beckenmessungen besonders im klinischen Bereich (Abb. 2.1). Nach OEST (1981) weicht diese Ebene unter normalen Bedingungen beim liegenden Patienten nur geringfügig aus der Horizontalen ab, nämlich im Mittel nur $2,3^\circ$, was noch innerhalb der sog. physiologischen Schwankungsbreite liegt.

Bestimmungspunkte dieser Ebene am Becken sind die beiden vorderen oberen Darmbeinstacheln (Spina iliaca anterior superior), die auch LANGE (1971) als Bezugspunkte für eine gerade Beckenlage angibt, sowie der Symphysenoberrand. Nach BRAUS und ELZE (1954) ist der vordere obere Darmbeinstachel einer der wichtigsten Knochenpunkte am Lebenden.



Abb. 2.1 Die Spino-Symphysen-Ebene

Ähnlich bezeichnen ihn BENNINGHOFF und GOERTTLER (1968). Auch TITTEL (1985) weist ihm eine große Rolle als Orientierungspunkt bei Körpermessungen zu. Er dient jedoch wesentlich dazu, sich über die Stellung des Beckens zu informieren: "Je nachdem dieser Stachel in der gleichen Horizontalen wie derjenige der Gegenseite und weiter vorn oder weiter hinten als die Schoßfuge steht, ist über Latero-version, Ante- oder Retroposition einer Hüfte leicht Aufschluß zu gewinnen" (BRAUS und ELZE 1954).

CORNING (1946) weist auf die senkrechte Lage der Ebene durch diese drei Punkte bei aufrechter Körperhaltung hin.

Desgleichen GARRE und BORCHARD (1928) sowie OERTEL (1927) und CLARK (1973). BÖHLER (1932) benutzt den Winkel, den diese Ebene von der Seite gesehen zur Vertikalen bildet, zur Messung der Beckenstellung bei aufrechter Körperhaltung. Ebenso benutzen HOHMANN und UHLIG (1982) zur Abschätzung der Beckenkipfung und Beckenaufrichtung die Positionen von vorderen oberen Darmbeinstacheln und Symphysenoberrand. FURGUSON (1930) mißt ebenfalls bei strenger Seitstellung mit Hilfe der Bezugspunkte dieser Ebene den Lumbosakralwinkel und erhält, was die Einstellung des Beckens anbelangt, mit dieser Meßmethode genauere Bezugspunkte (ENDLER, FOCHEM, WEIL 1984).

3. Voruntersuchungen für die Konstruktion eines Meßgerätes

Zur Messung der Lage der Spino-Symphysenebene im Raum war ein Meßinstrument zu konstruieren, das an den Bezugspunkten dieser Ebene fixiert sein mußte.

Wegen der Variabilität der Distanzen dieser Punkte bei verschiedenen Becken war es erforderlich, ein Meßgerät mit einem variablen Einstellspielraum hinsichtlich seiner Aufsetzpunkte zu fertigen. Daher mußten zunächst die Distanzen der drei Punkte an einer größeren Reihe von Becken gemessen

werden, insbesondere, als über die Schwankungsbreite der Abstände in der Literatur nur unvollständige Angaben gemacht und meist nur Mittelwerte mitgeteilt werden.

Die Distantia spinarum beträgt z.B. nach HAFFERL (1969) im Mittel 26 cm (männl. und weibl. Becken), nach TÖNDURY (1981) ebenfalls im Mittel 26 cm (Erwachsene) sowie nach SCHIEBLER (1977) 26 cm Regelentfernung bei der Frau. Über den Abstand der vorderen oberen Darmbeinstachel zur Symphyse bzw. die Größe des Lotes von der Symphyse zur Interspinallinie waren in der Literatur keine Angaben zu finden.

Um den Umfang der erforderlichen Verstellbarkeit des Meßgerätes zu finden, wurden insgesamt 191 Becken vermessen. Davon waren 110 Leichenbecken, an denen bei eröffneter Leiche direkt am Knochen gemessen wurde. Weitere 81 wurden durch Tasten der Punkte am Probanden vermessen; darunter befanden sich 16 Kinder und Jugendliche im Alter von fünf bis 17 Jahren.

Die Meßreihen ergaben folgende Schwankungsbreiten:

	<u>Erwachsene</u> (18 - 84 Jahre)	<u>Kinder/Jugendl.</u> (5 - 17 Jahre)
Distantia spinarum	20,2 - 30,0 cm	14,5 - 23,5 cm
Lot: Symphyse - Interspinallinie	7,8 - 17,0 cm	6,1 - 8,7 cm
Verbindungslinie Symphyse - Spinae	12,8 - 21,5 cm	9,5 - 14,7 cm

4. Konstruktion eines Meßgerätes zur Bestimmung der Lage des Beckens im Raum

Nachdem der nötige Einstellspielraum der Aufsetzpunkte des Meßinstrumentes durch obige Meßreihen ermittelt war, konnten die weiteren Anforderungen an das Meßgerät festgelegt werden.

Die wichtigste war, daß der zu jeder Beckenposition gehörige Meßwert in dem betreffenden Röntgenbild dokumentiert, also sichtbar festgehalten werden sollte. Dazu mußte das Meßgerät bzw. seine Anzeigevorrichtung in den Strahlengang eingebracht werden und möglichst nur die Anzeige sollte sich am Röntgenbild darstellen ohne störende Überlagerung durch das Gerät selbst. Daher sollte das Baumaterial sowohl eine hohe Präzision bei der Handhabung ermöglichen als auch weitgehend strahlendurchlässig sein.

4.1.1. Konstruktion eines Prototyps

Die Basis des Meßgerät-Prototyps wurde in der Form eines verbreiterten großen "T" aus Plexiglas angefertigt. Die Ausleger des Instrumentes waren für die Fixierung an den drei Bezugspunkten des Beckens in dem durch die Voruntersuchungen ermittelten Rahmen verstellbar. Die Befestigung an den Beckenpunkten sollte mittels senkrecht durch die Auslegerenden geführte und feststellbare Kirschnerdrähte erfolgen, welche in die vorderen oberen Darmbeinstachel und in die Symphyse einzuschlagen waren. Da bezüglich der festen Haltbarkeit eines Kirschnerdrahtes im Symphysenknorpel Bedenken auftraten, wurden für die Befestigung an der Symphyse zunächst zwei in geringem Abstand zueinander verlaufende Ausleger gefertigt. Die durch sie geführten Kirschnerdrähte sollten jeweils lateral des Symphysenspaltes

in die Schambeine eingeschlagen werden.

Somit war die Basis eines Meßgerätes geschaffen, die in einer Ebene lag, welche parallel zur Spino-Symphysenebene als Meßebeine verlief und deren Lage im Raum genau anzeigte, sofern der Abstand von der Gerätbasis zu den Knochenpunkten überall gleich war. Die Länge der Kirschnerdrähte an den Auslegerenden war daher vor jedem Meßvorgang genau einzustellen.

Die Anzeigevorrichtung zur Wiedergabe der Beckenposition wurde durch zwei Metallmarkierungen in Form von ca. 0,5 mm starken, sich überkreuzenden Bleidrähten geschaffen. Sie wurden jeweils an den Enden eines 40 cm langen Plexiglashohlzylinders so befestigt, daß ihr Schnittpunkt auf der Achse des Hohlzylinders lag. Dieser Hohlzylinder wurde auf die Mitte der Basisebene des Meßgerätes aufgestellt.

Durch Einstellung des Senkrechtstrahles der Röhre auf die Achse des Hohlzylinders war nun ein sehr feinfühliges Meßinstrument geschaffen, welches eine Positionsänderung der Basisebene auf dem Röntgenbild sichtbar anzeigte.

Bei Normallage, d.h. Parallellage der Basisebene zum Röntgenisch, bildeten die Bleidrähte im Röntgenbild übereinander ein symmetrisches Kreuz (Abb. 4.1).

Jedoch schon geringe Abweichungen des Beckens aus dieser Position wurden durch ein im Röntgenbild sichtbares Wegwandern des oberen Bleikreuzes von der Mitte des unteren angezeigt. Das Abweichen des oberen Bleikreuzes erfolgte dann jeweils in die Richtung, in welche sich die Basisebene aus der Normalposition bewegte (Abb. 4.2).

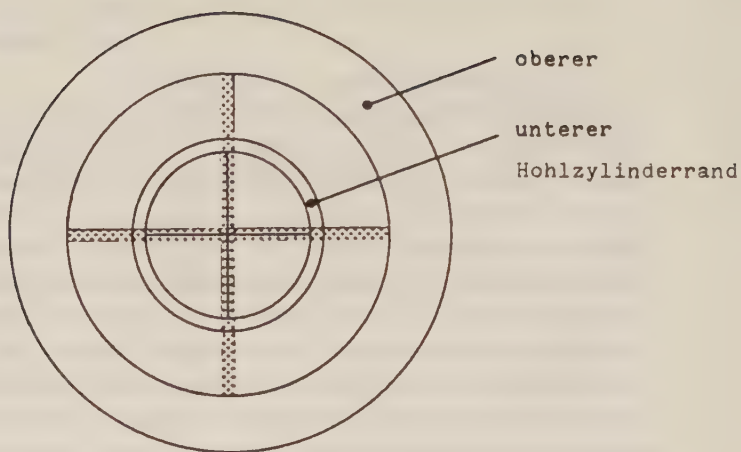


Abb. 4.1 Bild der Bleikreuze des Hohlzylinders bei Horizontallage (Normallage) der Basisebene (schematisch)

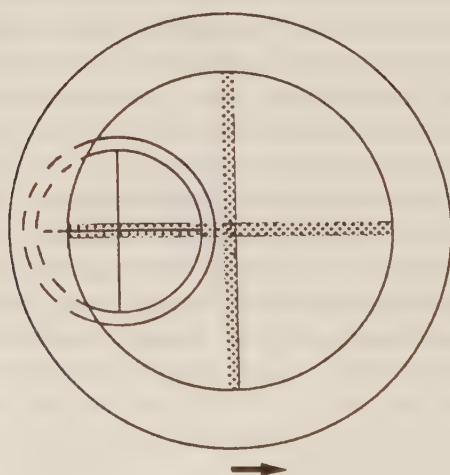


Abb. 4.2 Bild der Bleikreuze des Hohlzylinders bei Seitendrehung der Basisebene in Pfeilrichtung (schematisch)

4.1.2 Ergebnisse mit dem Prototyp

Mit dieser Konstruktion wurden sowohl am Beckenphantom als auch an der Leiche eine Anzahl Testaufnahmen gemacht. Sie erbrachten bezüglich der Handhabung des Meßgerätes und der Bildqualität folgende Ergebnisse:

- 1) Eine Veränderung der Normallage des Beckens führte erwartungsgemäß zu einer genau gleichen Veränderung der Normallage der Basisebene des Meßgerätes, das durch seine Anzeigevorrichtung diese Veränderung im Röntgenbild wiedergab.
- 2) Die Befestigung der Basis des Meßgerätes an den vorderen oberen Darmbeinstacheln mit den Kirschnerdrähten gelang gut.
- 3) Die Befestigung der beiden Symphysenausleger mit den Kirschnerdrähten lateral des Symphysenspalt es erwies sich dagegen wegen der unterschiedlichen Ausprägung der Ossa pubica im Symphysenbereich als zu zeitaufwendig und schlecht durchführbar. Außerdem mußte das Verbindungsstück der beiden Symphysenausleger wegen der erforderlichen Belastbarkeit aus Metall gearbeitet werden, was sich störend auf die Bildqualität auswirkte.
- 4) Die Wand des Plexiglashohlzylinders stellte sich im Röntgenbild durch den Vergrößerungseffekt und die hohe durchstrahlte Materialdicke (aufrecht stehend 40 cm) relativ dick und nahezu strahlenundurchlässig und somit erheblich störend dar.
- 5) Wegen der erforderlichen Stabilität und um einen präzisen Verschiebemechanismus für die Ausleger zu schaffen, mußte die Meßgerätbasis in relativ dicker Materialstärke

angefertigt werden, wodurch sich auch deren Konturen in der Bildmitte störend abbildeten.

- 6) Die metallenen Feststellschrauben der Ausleger wirkten ebenfalls störend auf die Bildqualität.

Grundsätzlich bestätigte sich damit die Tauglichkeit des zugrundeliegenden Meßverfahrens zur Messung der Lage des Beckens im Raum. Das Verfahren bedurfte jedoch zur exakten Durchführung der Messung genau definierter Beckenpositionen noch einiger Verbesserungen.

Es wurde daher die Konstruktion einer neuen, verbesserten Ausführung dieses Prototyps beschlossen.

4.2.1 Konstruktion der neuen Ausführung des Meßgerätes

Verbesserungsbedürftig waren an dem Prototyp vor allem folgende Punkte:

- 1) der Plexiglashohlzylinder mit Metallmarken
- 2) die Dicke der Gerätbasis
- 3) die Symphysenausleger

Damit mußten wesentliche Bauelemente, einschließlich der Ausführung der Basisebene des Prototyps geändert werden, weshalb für das neue Meßgerät ein völlig anderer Aufbau konzipiert wurde.

Das Anzeigeverfahren mit dem Hohlzylinder wurde abgewandelt in eine genau berechnete Pendelvorrichtung. Ein Metallpendel hängt aus berechneter Höhe über einem System aus konzentrischen Metallkreisen, die in einer bestimmten Distanz zueinan-

der in einer dünnen Plexiglasplatte als Basisebene angeordnet sind (Abb. 4.3).

Ein Pendelausschlag von jeweils einer Ringdistanz in diesem Ringsystem zeigt eine Änderung der Lage des Beckens von 2° an und zwar entsprechend der Richtung des Pendelausschlages nach rechts oder links eine Beckendrehung bzw. eine Aufrichtung (Pendelausschlag nach cranial) oder eine Kippung (Pendelausschlag nach caudal).

Schlägt das Pendel also beispielsweise bis zum 4. Ring aus, so ist je nach der Richtung des Ausschlages eine entsprechende Lageveränderung des Beckens um 8° angezeigt.

Um möglichst wenig Material in der Bildmitte anzuordnen, sollte der Verschiebemechanismus für die Ausleger nicht mehr von der Mitte der Basisebene aus, sondern vom Rand her, und zwar von einem stabilen Aluprofilträger, ausgehen.

Dessen Abmessungen waren so groß angelegt, daß der Bildinhalt einer normalen Becken-a.p.-Aufnahme nicht beeinträchtigt wird.

Die beiden nur schlecht zu handhabenden Symphysenausleger des Prototyps wurden durch einen einzigen ersetzt. Die Verwendung eines etwas dickeren Kirschnerdrahtes mit Gewinde sorgte für den nötigen Halt im Symphysenknorpel. Zur Verbesserung der Haftung in der Feststellschraube des Auslegers wurde dieser Kirschnerdraht sandgestrahlt (Fettbenetzung im Symphysenbereich).

Zum Aufsetzen des Meßgerätes auf Kinderbecken wurde eine zweite Garnitur von Auslegern mit längerer Spannweite angefertigt, um vom gleichen Rahmen aus die Bezugspunkte des kleineren kindlichen Beckens zu erreichen.

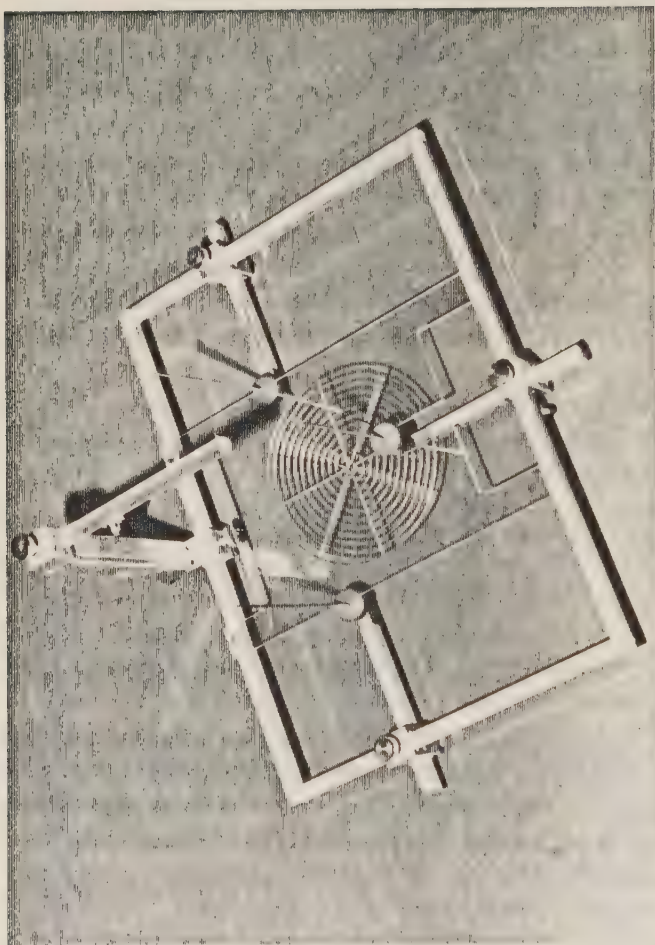


Abb. 4.3 Meßgerät mit variablem Auslegersystem

4.2.2 Daten des Meßgerätes

Rahmen:	Rechteckig, 25 x 35 cm, aus Profil-Aluminium, Stärke 1 x 1 cm. Variables Auslegersystem, ebenfalls Profil-Aluminium, Stärke 1 x 1 cm
Plexiglasplatte:	Rechteckig, 25 x 15 cm, Dicke 4 mm, Aussparung für seitliche Symphysenfußverstellung am Rahmen jeweils 5,5 cm von der Mitte aus, im Ringsystembereich ca. 1 cm
Metallringsystem:	12 Metallringe, konzentrisch angeordnet in der Plexiglasplatte, Abstand der Ringe zueinander 5 mm
Höhe des Galgens:	143,18 mm
Pendel:	Edelstahlzylinder mit Spitze, 10 x 2 mm, an dünnem Faden am Galgen befestigt
Kirschnerdrähte:	Bei den vorderen oberen Darmbeinstacheln 1,6 mm bzw. 2,0 mm Stärke, bei der Symphyse 2,5 mm Durchmesser mit Gewinde und sandgestrahlt
Gewicht:	930 g

4.2.3 Theoretische Grundlagen zum Einsatz des Meßgerätes

Die Idee zur Konzeption des Meßgerätes bestand darin, Fehler, die durch die Eigenart der Zentralprojektion der Röntgenstrahlen bedingt sind, bei verschiedenen, nicht regulären - aber zum klinischen Alltag gehörenden - Lagerungspositionen (Beckenverdrehung, -verkipfung, -aufrichtung) zu erkennen. Dies sollte besonders im Hinblick auf die für den Hüftwert wesentlichen Kenngrößen erfolgen.

4.2.3.1 Abbildungsgeometrie bei Zentralprojektion

Zur Zentralprojektion bei Röntgenstrahlen führen GRASHEY und BIRKNER (1964) aus, daß das Röntgenbild durch Projektion des bedingt strahlendurchlässigen Objektes auf den Film entsteht und zwar im Prinzip wie ein Schattenbild. Es wird auch so erzeugt, nämlich durch Anordnung des Objektes zwischen der möglichst punktförmigen Strahlenquelle und der Bildebene. Die Projektionsart eines von einem Punkt ausgehenden, divergenten Strahlenbündels nennt man Zentralprojektion (Abb. 4.4). Bei dieser Projektionsart sind verschiedene Eigenheiten zu berücksichtigen. Hier sind vor allem die Vergrößerung und die Verzeichnung zu nennen.

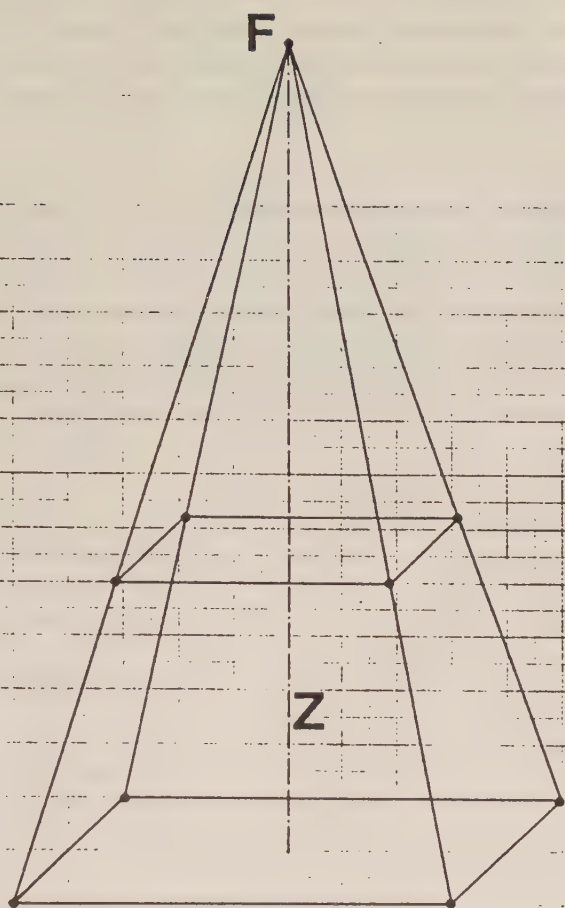


Abb. 4.4 Zentralprojektion bei der Röntgenstrahlung

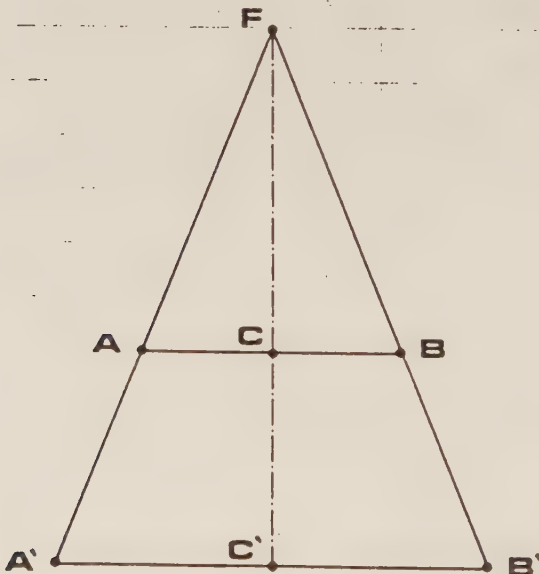
F = Fokus

Z = Zentralstrahl

4.2.3.1.1. Vergrößerung

Nach GRASHEY und BIRKNER (1964) werden alle Objekte nach dem Gesetz der Zentralprojektion vergrößert abgebildet. "Das Ausmaß der Vergrößerung hängt davon ab, wie groß der Fokus-Objekt-Abstand und der Objekt-Bild-Abstand gewählt werden."

Je mehr der Fokus dem Objekt angenähert wird, umso größer wird bei gleichem Objekt-Bild-Abstand das Bild (Abb. 4.6). Die Vergrößerung ist gering, wenn der Abstand Objekt-Bildebene klein ist. Je größer dieser Abstand bei gleichem Fokus-Objekt-Abstand ist, umso größer wird das Bild (Abb. 4.7). Für die Berechnung der jeweiligen Vergrößerung kann, wenn Objekt und Bild parallel zueinander liegen, der Strahlensatz angewendet werden (SCHINZ 1965, FELIX und RAMM 1980, BAUDISCH 1978).



Dabei gilt:

Vergrößerung

$$v = \frac{A'B'}{AB} = \frac{F C'}{F C}$$

Siehe nebenstehende
Abb. 4.5

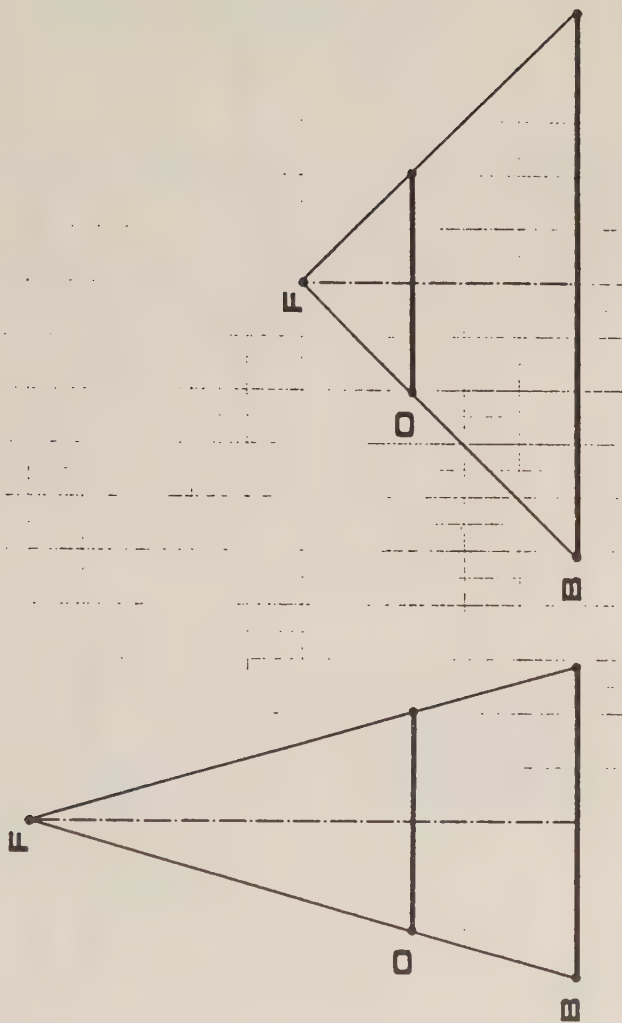


Abb. 4.6 Vergrößerung des Objektes bei Verkleinerung des Fokus-Objekt-Abstandes

F = Fokus , O = Objektebene , B = Bildebene

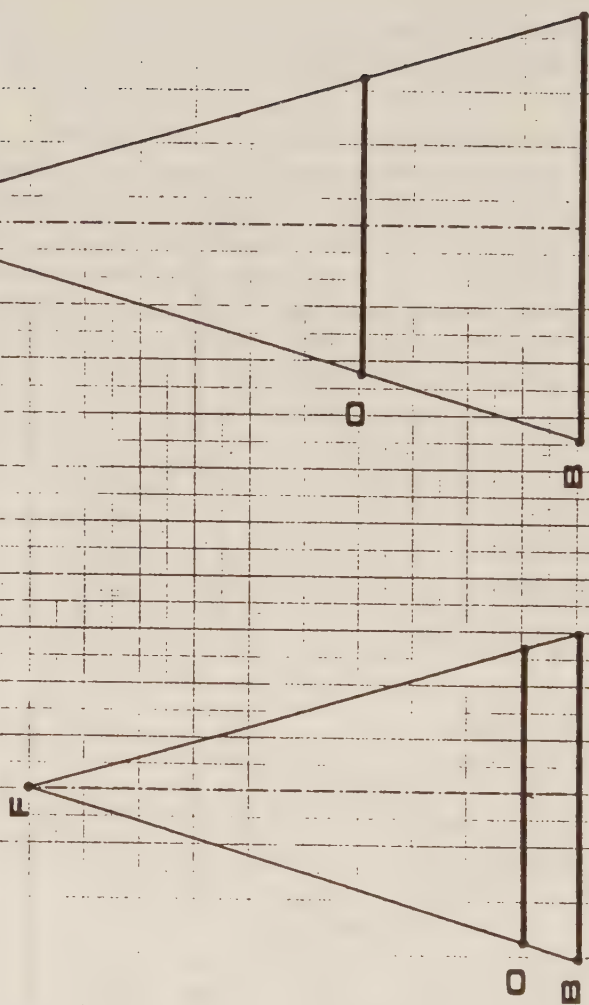


Abb. 4.7 Vergrößerung des Objektes bei Zunahme des Film - Objekt - Abstandes
 F = Fokus ; O = Objektebene ; B = Bildebene (Filmebene)

Hierbei ist wichtig, daß das Objekt möglichst plan ist, da sonst die filmfernen Anteile stärker vergrößert werden als die filmnahen Anteile und damit schon eine gewisse Verzeichnung auftritt (FELIX und RAMM 1980).

In der klinischen Praxis ist für die Beckenübersichtsaufnahme der Film-Fokus-Abstand auf 115 cm festgelegt (HOXTER 1982). Der zweite, die Vergrößerung beeinflussende Faktor, der Film-Objekt-Abstand, ist von Fall zu Fall variabel und ergibt sich im wesentlichen aus den Faktoren, welche die Objektdicke bestimmen (siehe auch Kap. 5.3).

Durch die Vergrößerung bei der Beckenübersichtsaufnahme wird der Femurkopfdurchmesser um etwa 1 cm und der Abstand der Hüftgelenke um ca. 5 cm vergrößert abgebildet (DIHLMANN 1982 m.Verw.auf FASSBENDER und Mitarb. 1969).

4.2.3.1.2. Verzeichnung

GRASHEY und BIRKNER (1964) führen aus, daß es in der Praxis nicht einfach ist, das Objekt so auszurichten, daß es genau parallel zur Bildebene und senkrecht zum Zentralstrahl des Strahlenbündels liegt, also eine Zentralprojektion vorliegt (Abb. 4.3).

Vielmehr sind die meisten Objekte uneben und lassen sich in der Praxis nicht wie gefordert anordnen, weil die anatomischen und gegebenenfalls pathologischen Verhältnisse unter klinischen Bedingungen zu berücksichtigen sind. In der Folge ergibt sich eine gewisse Verzeichnung des Objektes.

Unter der Verzeichnung ist nach BÜCHNER (1967) diejenige Erscheinungsform der Röntgenprojektion zu verstehen, "bei welcher das Objekt auf dem Film oder Schirm infolge der zentralen Projektion der Röntgenstrahlen eine andere Form (Kontur) und Lage (Struktur) zeigt, als bei der Parallelprojektion. Mit der Formverzeichnung ist meist auch eine Konturverzeichnung verbunden und mit der Lageverzeichnung eine Strukturverzeichnung," da einmal durch die andere Projektion andere Objektpunkte konturbildend und zudem andere Objektdetails übereinanderprojiziert werden.

Eine solche Verzeichnung ist auch zu erwarten, wenn der Zentralstrahl etwa bei einer Kugel nicht senkrecht zur Bildebene durch den Kugelmittelpunkt geht, sondern in einer gewissen Entfernung davon auf die Bildebene trifft, also eine Schrägprojektion vorliegt. Bei einer Kugel, z.B. Femurkopf, geschieht dies in der Art einer in Richtung eines Ovals verzerrten Ellipse (ZIMMER und BROSSY 1982, Abb. 4.9).

Die Größe der Verzerrung hängt dabei wesentlich vom Abstand des Kugelmittelpunktes zum Zentralstrahl (bzw. Senkrechtstrahl) ab, sowie von der Entfernung zu Fokus und Bildebene.

Auch bei der normalen a.p.-Aufnahme des Beckens tritt deshalb eine gewisse Verzeichnung auf, da dort der Zentralstrahl weder durch den Mittelpunkt des einen noch des anderen Hüftgelenkes geht, sondern auf die Verbindungslinie Symphyse-Nabel (Bildmitte) gerichtet ist (Abb. 4.10).

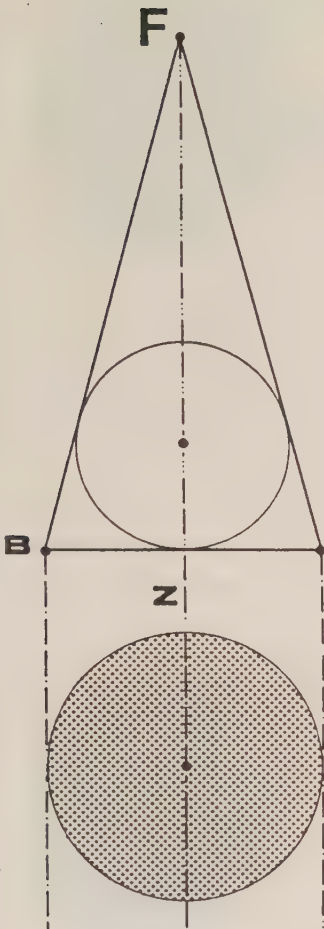


Abb. 4.8 Vergrößerung einer Kugel bei senkrechter Zentralprojektion

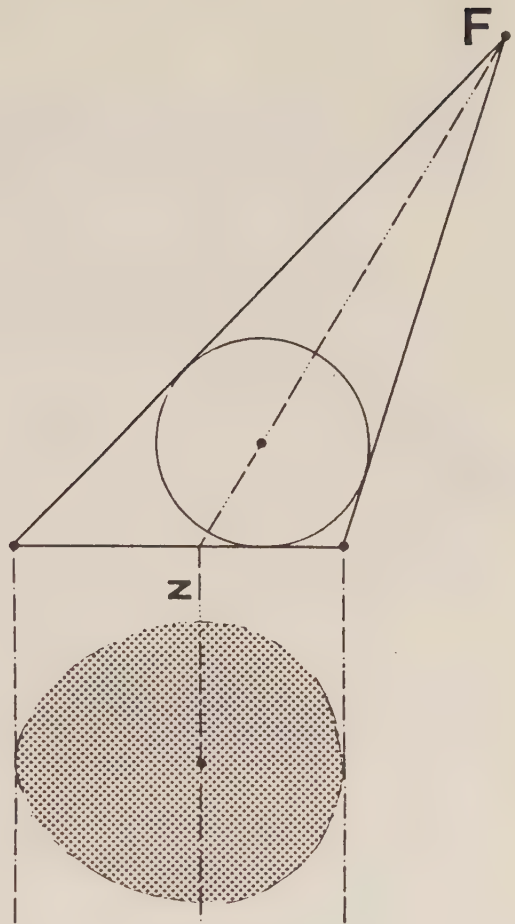


Abb. 4.9 Verzeichnung bei Schrägprojektion einer Kugel

F

Abb. 4.10 Verzeichnung der
Femurköpfe bei der Becken-
übersichtsaufnahme (schematisch)



Diese Verzeichnung ändert sich, wenn bei gleichem Abstand der Kugeln vom Zentralstrahl lediglich der Abstand zur Filmebene (Film-Objekt-Abstand) variiert (Abb. 4.11).

Haben die beiden Kugeln zusätzlich noch verschiedene Abstände zu Fokus und Bildebene, z.B. Femurköpfe bei Beckendrehung, so ist eine Schrägprojektion mit für jede Kugel sehr unterschiedlichem Ausmaß der Verzeichnung gegeben (Abb. 4.12).

Je weiter dabei der Kugelmittelpunkt vom Zentralstrahl entfernt ist, d.h. je schräger die Röntgenstrahlen am Objekt verlaufen, umso größer ist die Verzeichnung, da die randbildenden Strukturen der Kugel mit zunehmender Schrägheit der auftreffenden Strahlung immer größere Distanzunterschiede zur Bildebene aufweisen.

Die Verzeichnung nimmt dabei ähnlich wie die Anordnung der Längelinien der Erdkugel in der zweidimensionalen Abbildung eines Atlanten, von innen nach außen zu, wobei die Längelinien eine ovale Form haben (ZIMMER und BROSSY 1982).

Der stärker ausgezogene Teil des Ovals befindet sich dabei auf der vom Zentralstrahl wegweisenden Seite, da dort die Röntgenstrahlen schräger als in dem dem Zentralstrahl zugewandten Teil des Ovals verlaufen.

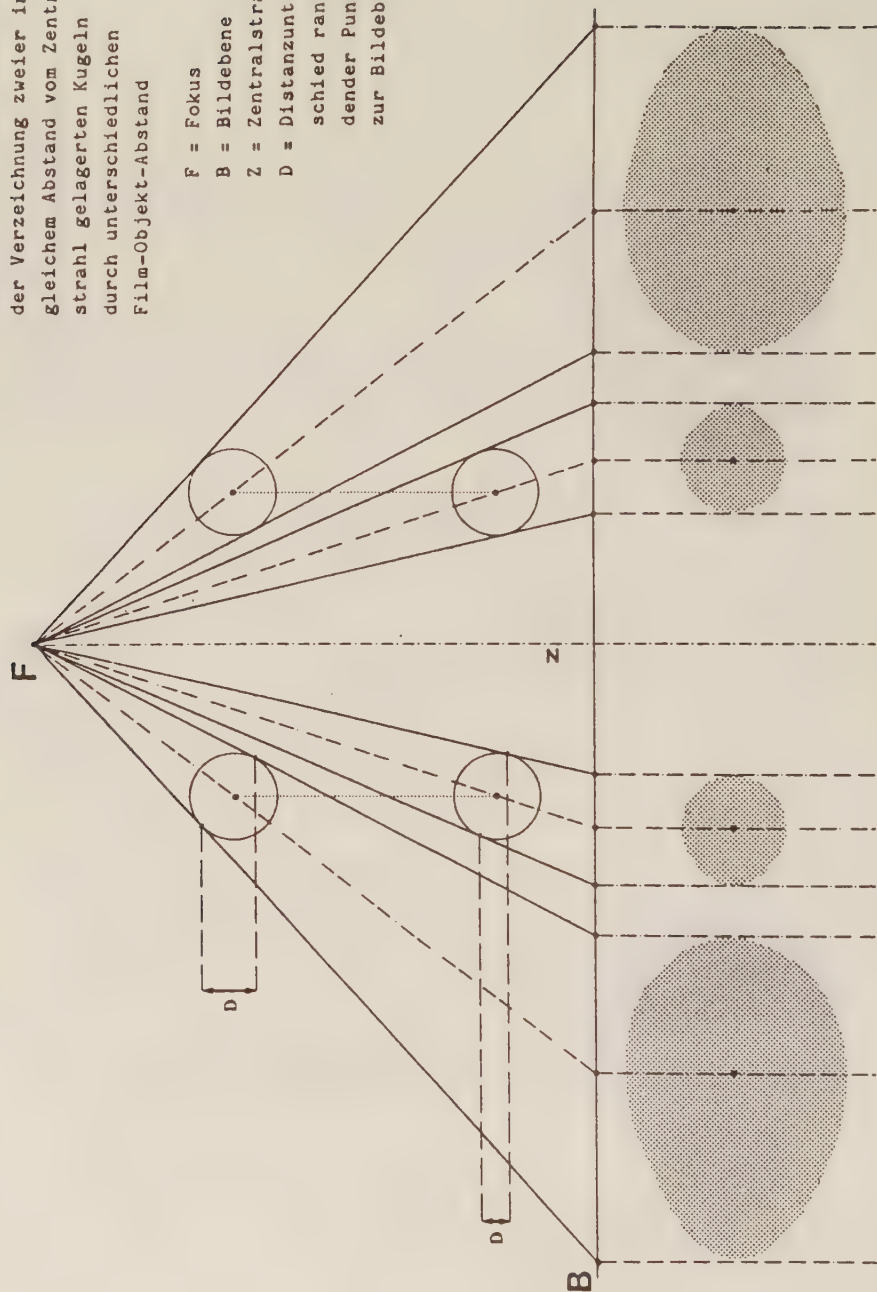
Dies hat zur Folge:

- 1) Strukturen im Zentrum der Kugel werden generell weniger stark verzeichnet als die in der Peripherie

- 2) Strukturen in dem vom Zentralstrahl wegweisenden Teil des Ovals werden stärker verzeichnet als die im zugewandten Teil liegenden.

Abb. 4.11 Die Änderung
der Verzeichnung zweier in
gleichem Abstand vom Zentral-
strahl gelagerten Kugeln
durch unterschiedlichen
Film-Objekt-Abstand

F = Fokus
B = Bildebene
Z = Zentralstrahl
D = Distanzunter-
schied randbil-
dender Punkte
zur Bildebene



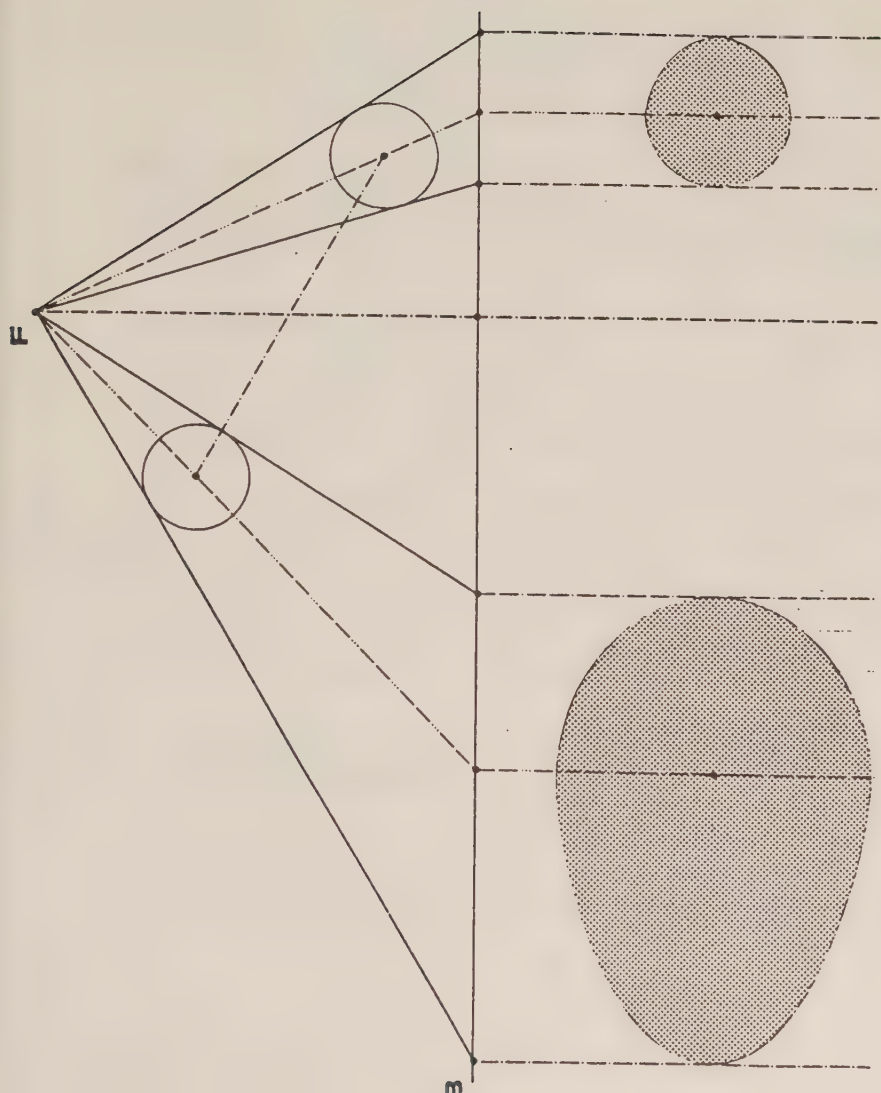


Abb. 4.12 Schrägprojektion von zwei Kugeln mit verschiedenen Abständen zu Fokus u. Bildebene

4.2.3.1.3. Abbildung von Winkeln

Die Abbildung von Winkeln bei Zentralprojektion erfolgt nur dann in natürlicher Größe, "wenn die durch die Winkelschenkel gelegte Ebene senkrecht zum Zentralstrahl und parallel zur Bildebene" verläuft (GASSSCHEIB 1936).

Ändert sich also die Lage der durch die Winkelschenkel gelegten Ebene im Objekt im Verhältnis zur Bildebene, so führt dies zu einer projektionsbedingten Veränderung des jeweiligen Winkels, wie dies in Abbildung 4. 13 veranschaulicht wird.

Der durch die Punkte A, M, A' in der Objektebene bestimmte Winkel wird bei paralleler Lage der Objektebene zur Bildebene in gleicher Größe projiziert abgebildet und durch die Punkte A_p, M_p, A'_p bestimmt.

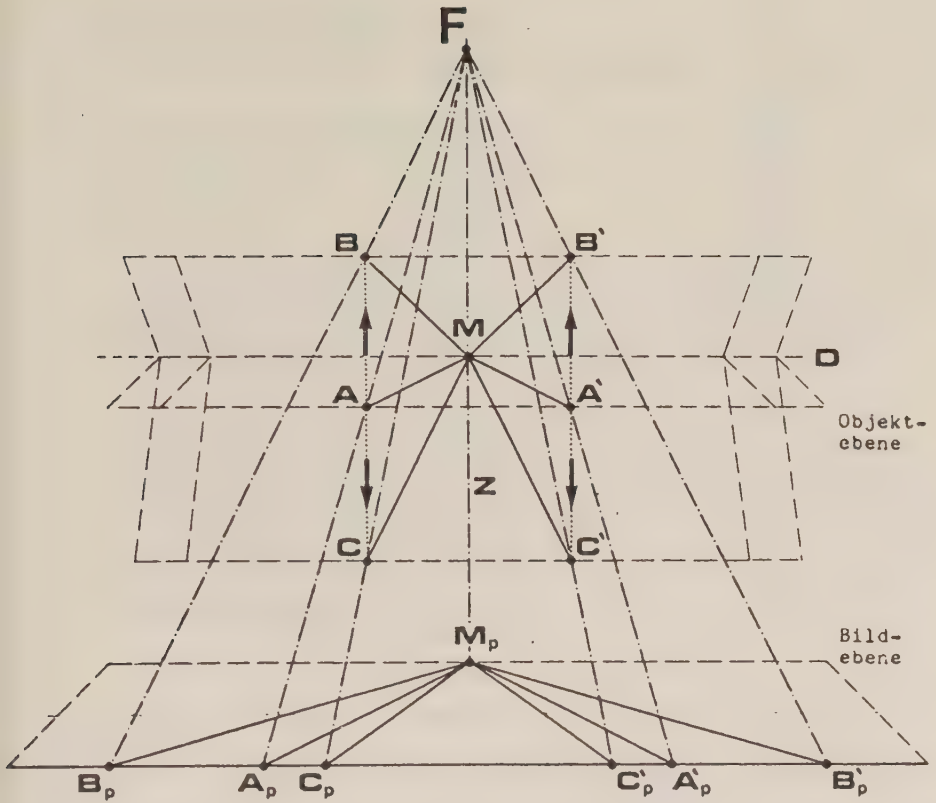
Die Objektebene werde um die Drehachse D gedreht, bzw. geneigt.

Wird die Objektebene zur Bildebene hingeneigt (Winkel C, M, C'), so erfolgt eine Verkleinerung des abgebildeten Winkels, bestimmt durch die Punkte C_p, M_p, C'_p , in der Bildebene.

Desgleichen ergibt sich eine Vergrößerung der Abbildung des Winkels beim Wegneigen der Objektebene von der Bildebene; der Winkel B, M, B' wird als Winkel B_p, M_p, B'_p abgebildet.

Bei Hinneigung der durch die Winkelschenkel gelegten Objektebene zur Bildebene erfolgt also eine Verkleinerung der Winkelabbildung, bei einem Wegneigen eine Vergrößerung derselben.

TÖNNIS (1981), beschreibt dies am Becken für den Fall des Pfannendachwinkels, der bei Seitverdrehung des Beckens bei dem Hüftgelenk auf der Seite der Drehrichtung abnimmt (Hinneigen der Winkalebene zur Bildebene) und bei dem Hüftgelenk auf der Gegenseite der Drehrichtung (Wegneigen der Winkalebene von der Bildebene) zunimmt.



F = Fokus

Z = Zentralstrahl

D = Drehachse der Objektebene

Abb. 4.13 Veränderung der Abbildung eines Winkels bei Zentralprojektion durch Veränderung der Lage der Objektebene zur Bildebene.

4.2.3.2 Berechnung der Pendellänge

Die Berechnung der Pendellänge ergibt sich aus den geometrischen Verhältnissen am Meßgerät.

Zur Veranschaulichung soll nebenstehende, nicht maßstabsgerecht vergrößerte, schematische Abbildung dienen (Abb. 4.14).

Sie zeigt das Pendel mit einem Ausschlag von 2° über der Meßebene und damit die Pendelspitze um 5 mm vom Lot entfernt. Mit der nachfolgenden Berechnung wurde die Pendellänge auf 143,18 mm bestimmt.

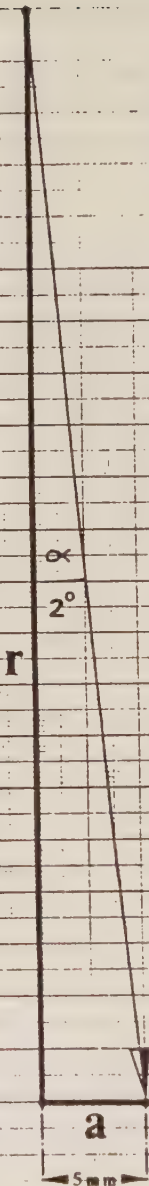
$$\tan \alpha = \frac{a}{r} ; \text{ d.h. } r = \frac{a}{\tan \alpha} ;$$

$$r = \frac{5}{\tan 2^\circ} = 143,18 \text{ mm} ;$$

Abb. 4.14 Pendel des Meßgerätes bei 2° Ausschlag (Schema)

r = die zu bestimmende Pendellänge

a = Pendelausschlag bei 2° Neigung des Meßgerätes



4.2.3.3. Fehlerbetrachtung zur Pendelanzeige

Bei zunehmendem Pendelausschlag, also größerer Neigung der Meßebene, nimmt auch der Abstand zwischen Pendelspitze und Meßebene zu.

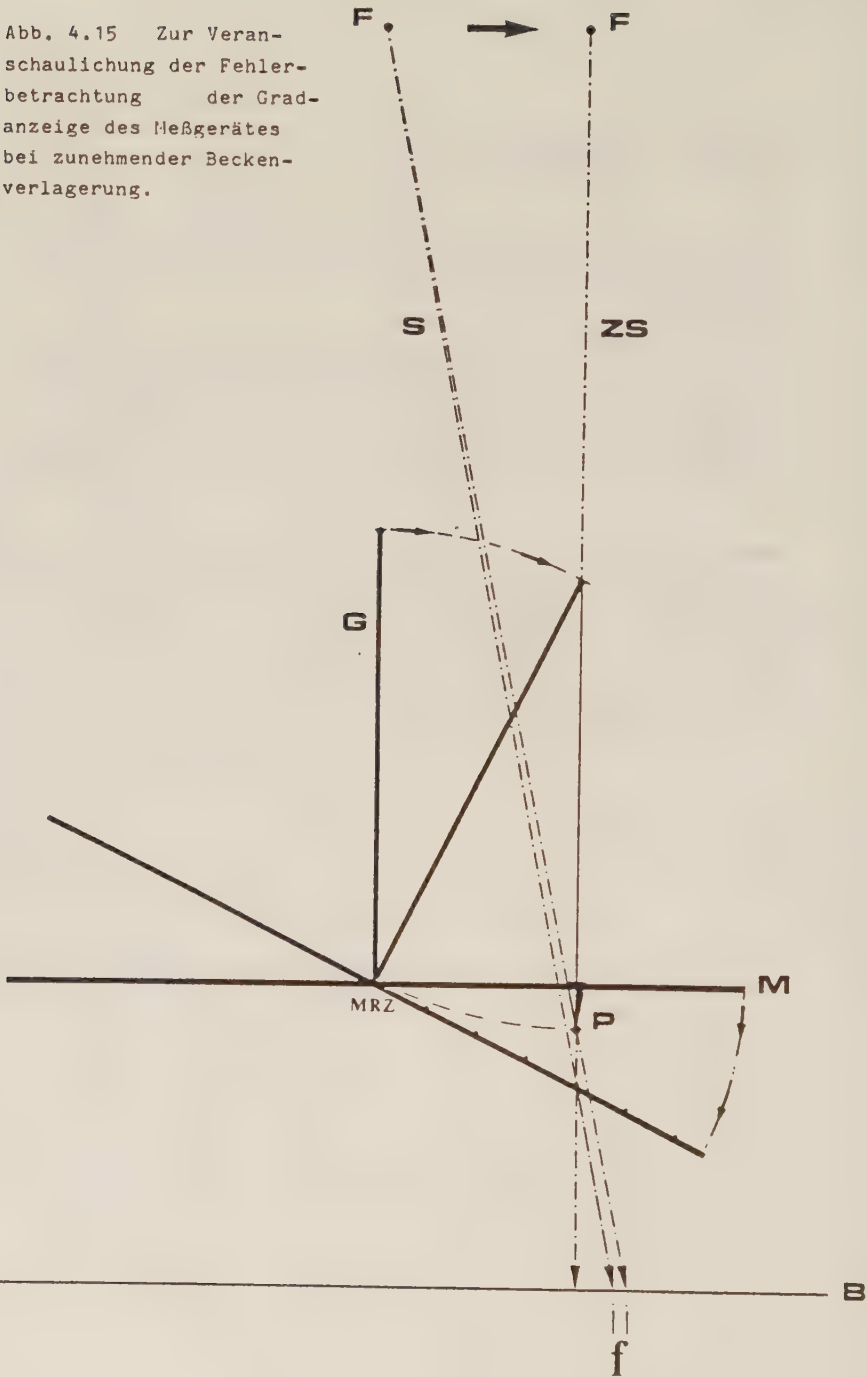
Dies würde bei der Einstellung des Zentralstrahles (Senkrechtstrahles) auf das Metallringzentrum bei zunehmender Größe der Beckenverlagerung einen zunehmenden, projektionsbedingten Fehler in der Gradanzeige durch das Pendel verursachen (Abb. 4.15).

Zur Vermeidung dieses Fehlers in der Gradanzeige auf dem Bild wurde die Röntgenanlage vor jeder Meßaufnahme neu auf das Pendel focussiert (nachgefahren), so daß eine fehlerfreie Gradanzeige gegeben war.

Zeichenerklärung zur Abbildung 4.15

F	Fokus der Röhre
G	Galgen
S	Röntgenstrahl durch das Pendel bei Focussierung auf das Metallringzentrum, MRZ
ZS	Zentralstrahl durch das Pendel, Röhre nachgefahren
M	Meßgitterebene
P	Pendel
B	Bildebene
f	Projektionsbedingter Fehler, wenn die Röhre nicht nachgefahren wird

Abb. 4.15 Zur Veranschaulichung der Fehlerbetrachtung der Gradanzeige des Meßgerätes bei zunehmender Beckenverlagerung.



5. Versuchsanordnung

Die Aufnahmen wurden mit einer normalen Röntgen-Anlage der Firma Siemens im Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München angefertigt.

5.1 Kontrolle der Röntgenanlage

Zur Kontrolle der Aufnahmegeometrie des Röntgenplatzes wurde die Röntgenanlage mittels einer Universal-Testplatte mehrmals überprüft, die vom Bayerischen Landesinstitut für Arbeitsschutz in München zur Verfügung gestellt wurde. Besonderer Wert gelegt wurde auf die Überprüfung des Senkrechtstrahles, um von einer möglichst fehlerfreien Zentrierung der Anlage ausgehen zu können.

Die Bedienungsanweisung zur Universal-Testplatte führt dazu wie folgt aus:

"Der Zentriertubus in der Mitte der Testplatte läßt die Zentrierung bzw. Senkrechtstellung des Anwendungsgerätes zur Strahlenachse erkennen. Liegt der Punkt auf der Testaufnahme genau in der Mitte des Ringes, dann ist die Zentrierung in Ordnung. Berührt der Punkt gerade den umgebenden Ring, dann liegt eine Kippung der Stützebene des Anwendungsgerätes von ca. 2° gegen den Zentralstrahl oder eine entsprechende Parallelversetzung des Zentralstrahles vor."

Aus der unten abgebildeten Testaufnahme (Abb. 5.1) läßt sich entnehmen, daß hier eine optimale Zentrierung der Anlage vorlag. Parallel dazu wurde von Technikern der Herstellerfirma die Lage des Röntgentisches auf genaue Waagrechteinstellung hin überprüft.

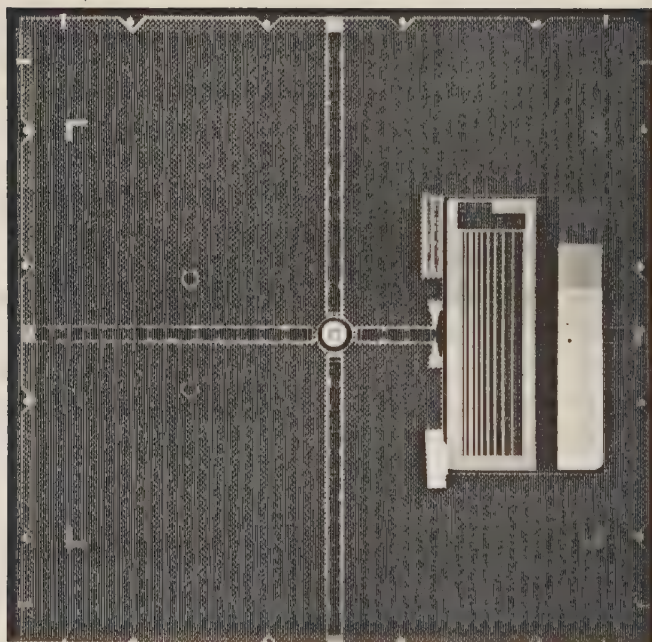


Abb. 5.1 Testaufnahme - Röntgenröhre in
Zentrierposition

Im Anschluß an diese Kontroll- und Einstellarbeiten wurde die Anlage in den betreffenden Punkten fest justiert oder es wurden entsprechende Markierungen angebracht.

5.2. Aufnahmetechnik

Becken a.p. Aufnahme - Aufnahmedaten

Film-Fokus-Abstand:	115 cm (HOXTER 1982)
Verstärkerfolie:	Rubin (scharfzeichnende Folie)
Format:	35 x 43 cm
Fokus:	Feinfokus
Röhre:	Auf fahrbarer Schiene mit Zentrierposition
Raster:	Streustrahlenraster
Belichtungswerte:	70 KV und Belichtungsautomatik
Objektdichte:	20 cm, normale Objektdicke (HOXTER 1982)
Tisch:	Sog. Schwimmtisch, der eine Verschiebung des Objektes im Strahlengang ermöglicht
Fixiervorrichtung:	Kompressionsband

Um möglichst einheitlich belichtete Aufnahmen zu erhalten, wurden sämtliche Aufnahmen nach KV-Vorgabe mittels einer Belichtungsautomatik (Iontomat) angefertigt.

Die für das Arbeiten mit Belichtungsautomatik erforderliche Standardisierung des Aufnahmемaterials, nämlich die Verwendung von Kassetten mit demselben Filterwert und Verstärkerfolien nur eines Typs, sowie die standardisierte Entwicklung mit einer Entwicklungsmaschine waren gegeben (HOXTER 1982, MELZER 1977).

Der Vergrößerungsfaktor beträgt entsprechend dem unten abgebildeten Nomogramm nach SCHOEN und MAGNUS (1953) bei einem Film-Objekt-Abstand der Hüftgelenke von ca. 20 - 25 cm (Normallage) etwa 1,2 - 1,3 (Abb. 5.2).

Dies bedeutet: Ein Hüftkopf mit einem realen Durchmesser von 5 cm wird auf 6,0 cm bis 6,5 cm Durchmesser vergrößert.

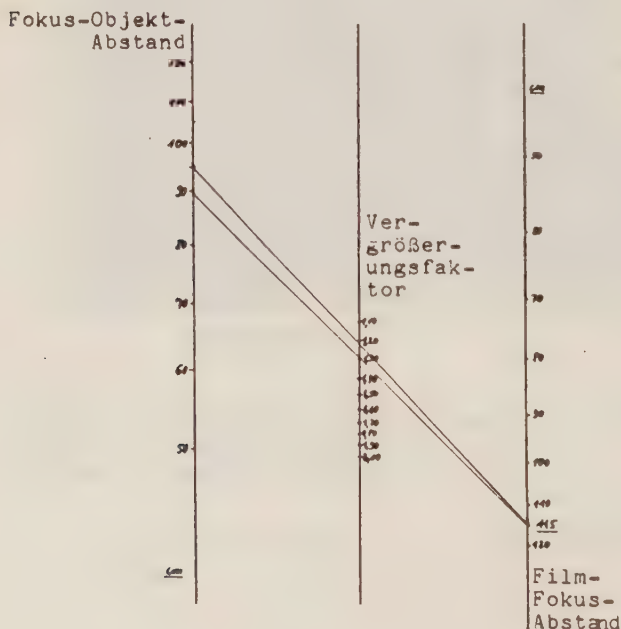


Abb. 5.2
Nomogramm zur
Bestimmung des
Vergrößerungs-
faktors nach
SCHOEN und
MAGNUS (1953).

5.3. Lagerung der Leiche

5.3.1. Exakte Rückenlage

5.3.1.1. Röntgentechnische Anforderungen

Die Lagerung der Leiche wurde gemäß den Bestimmungen für die a.p.-Beckenübersichtsaufnahme vorgenommen:

- Leiche in Rückenlage, Längsachse der Leiche in Tischmitte;
- Beine gestreckt, symmetrische Stellung; Kniescheiben nach oben; Fersen leicht geöffnet - ca. 10 cm auseinander - Großzehen berühren sich; Fixierung der großen Zehen aneinander mittels Schnur;
- falls nötig, Fixierung der Leiche mit üblichem Fixationsband an den Beinen bzw. am Rumpf.

5.3.1.2. Auflageflächen bzw. -punkte

5.3.1.2.1. Knöcherne Auflagestellen

Der Patient liegt bei der a.p.-Beckenübersichtsaufnahme normalerweise entspannt auf dem Rücken, wobei die Biegungen des Rückgrates ausgeglichen sind und die Schultern zurücksunken (PFEIFFER 1899, v.LANZ/WACHSMUTH 1972, Abb. 5.3). Nach FICK (1911) ist dabei die Rückseite des Kreuzbeines und je nachdem der ganze Rücken, Hals und Hinterkopf zur Unterstützungsfläche geworden (Abb. 5.4). Auf die Variationsmöglichkeiten bei den Auflageflächen deutet Abbildung 5.5 hin, welche die Wirbelsäule einer schlanken weiblichen Person im unteren Abschnitt einmal bei natürlicher Lordosierung und zum anderen bei reduzierter Lordosierung zeigt (CLARK 1973).

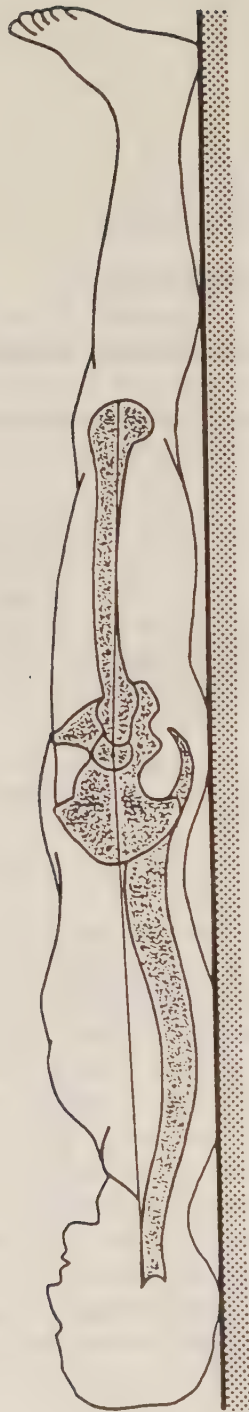


Abb.5.3 Normale Lendenlordose, Hüftgelenk und Becken in Normalstellung

(umzeichnet n.v.LANZ/WACHSMUTH, 1972)

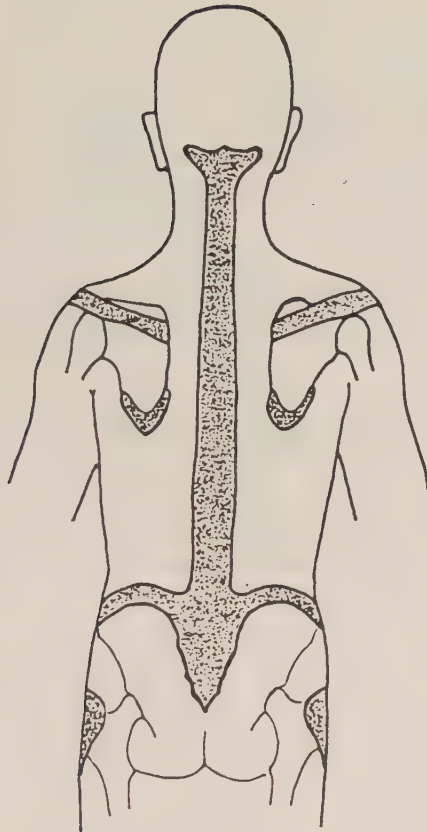


Abb. 5.4

Besonders druckgefährdete Körper-
stellen. Ansicht von dorsal (Vereinfacht
umzeichnet nach HOLLE/SONNTAG 1960).

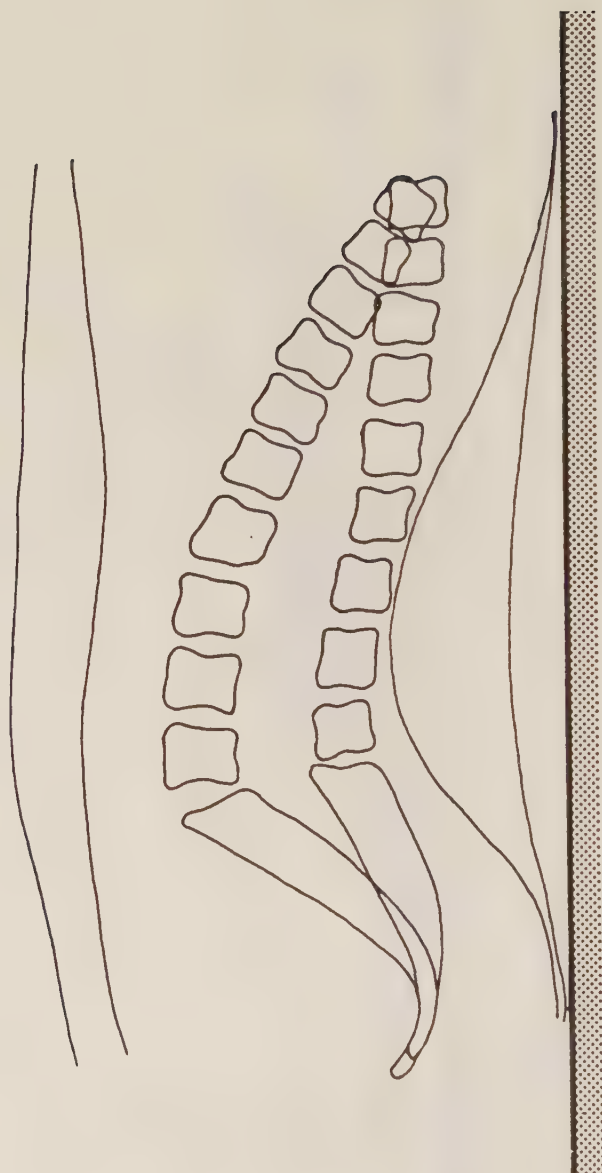


Abb. 5.5 Veränderung der Lendenlordose und resultierende Körperkonturen bei einer liegenden, schlanken weiblichen Person (umzeichnet nach CLARK 1973).

Das Becken ruht nach v.LANZ/WACHSMUTH (1972) direkt auf der Unterlage. Die direkten Auflagestellen - die Stellen mit dem größten Druck pro Flächeneinheit - ergeben sich aus den anatomischen Verhältnissen (Abb. 5.6, 5.7 und 5.8). Sie sind beim schlanken Menschen nahezu knöchern, bei adipöseren Personen von einer verschieden dicken Fettschicht bedeckt (s.unten). Am Becken sind dies vor allem die crista sacralis mediana im Bereich von S 3 bis S 5 bzw. das cornu sacralis (JOESSEL 1899, FICK 1911, CANIGIANI 1980, KORITKE/SICK 1982, Mc.GRATH/MILLS 1984).

Dies deckt sich mit den bekannten Beschreibungen des Dekubitus, vor allem über dem Kreuzbein (NORDMANN 1938, v.LANZ/WACHSMUTH 1972). Ebenso fand STRAUB (1984) bei Rückenlage Kreuz- und Steißbein als häufigste Lokalisation bei der Entstehung von Druckstellen. JOESSEL stellte bereits 1899 fest, daß der Dekubitus zuerst am Kreuzbeinbuckel aufzutreten pflegt, wo der Körper beim Liegen am festesten aufruht. Dort findet sich dazu noch wenig Fett, so daß die Haut dem Knochen dicht anliegt. Es kommt zur Ausbildung einer Bursa subcutanea sacralis.

Die beiden lateral und proximal davon gelegenen hinteren oberen Darmbeinstachel liegen im Verhältnis zu der Dorsalfläche der crista sacralis mediana in der Regel noch etwas ventral und bilden daher keine unmittelbaren Auflagestellen auf einer Horizontalebene (PFEIFFER 1899, v.LANZ/WACHSMUTH 1972, KORITKE/SICK 1982, TITTEL 1985, Abb. 5.9). Dies zeigt auch die ca. dreifach größere Dicke der Fettschicht unter den hinteren oberen Darmbeinstacheln im Sagittalschnitt-Präparat von KORITKE/SICK (Abb. 5.10) im Verhältnis zur Dicke der Fettschicht unter der crista sacralis mediana im Medianschnittpräparat des gleichen Autors (Abb. 5.8).



Abb.5.6 Beckenstellung und Auflegepunkte im Liegen.
(Vereinfacht umzeichnet nach FICK 1911).

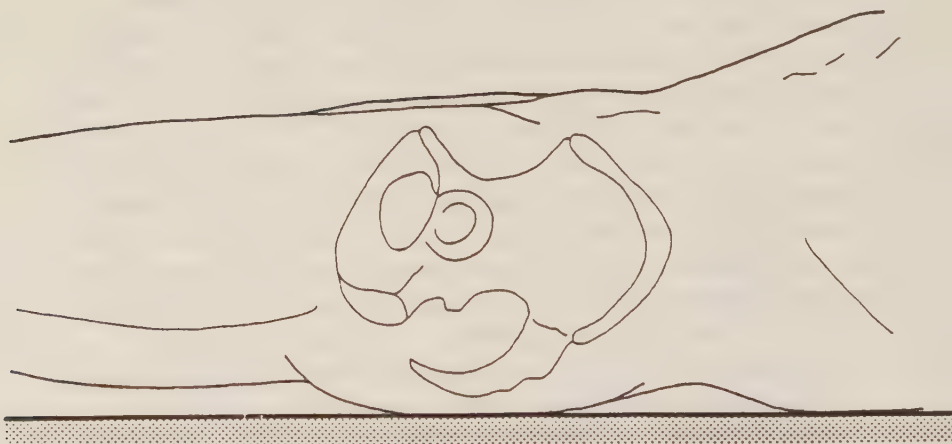


Abb.5.7 Stellung des Beckens bei der Beckenübersicht a.p.
(Vereinfacht umzeichnet nach CANIGIANI 1980).

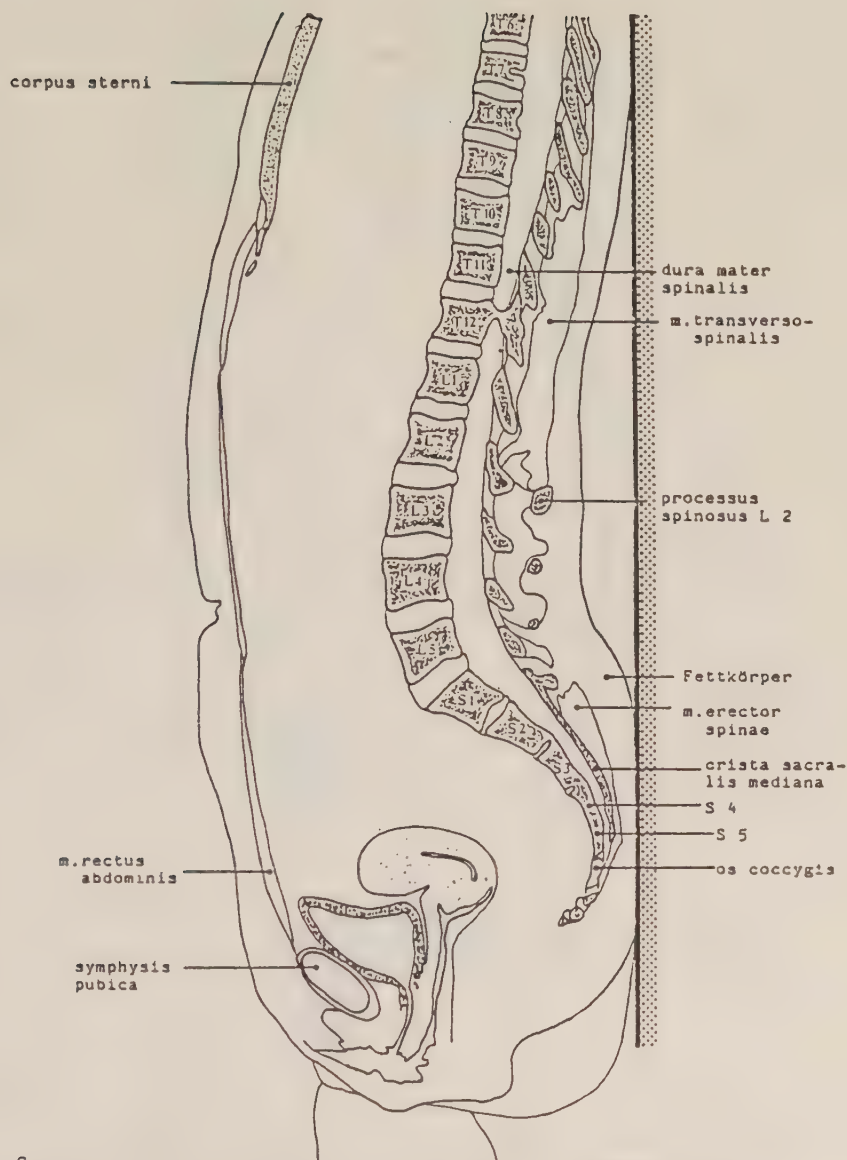


Abb. 5.8

Leiche einer 25-jährigen Frau. Medianschnitt, rechtes Segment, Ansicht von der linken Seite (Vereinfacht umzeichnet nach KORITKE/SICK 1982).



Abb. 5.9

Seitansicht eines männlichen Beckens zur Ver-
deutlichung des Abstandes der Dorsalfläche des
Kreuzbeines vom hinteren oberen Darmbeinstachel.
Vereinfacht umzeichnet nach TITTEL 1985.

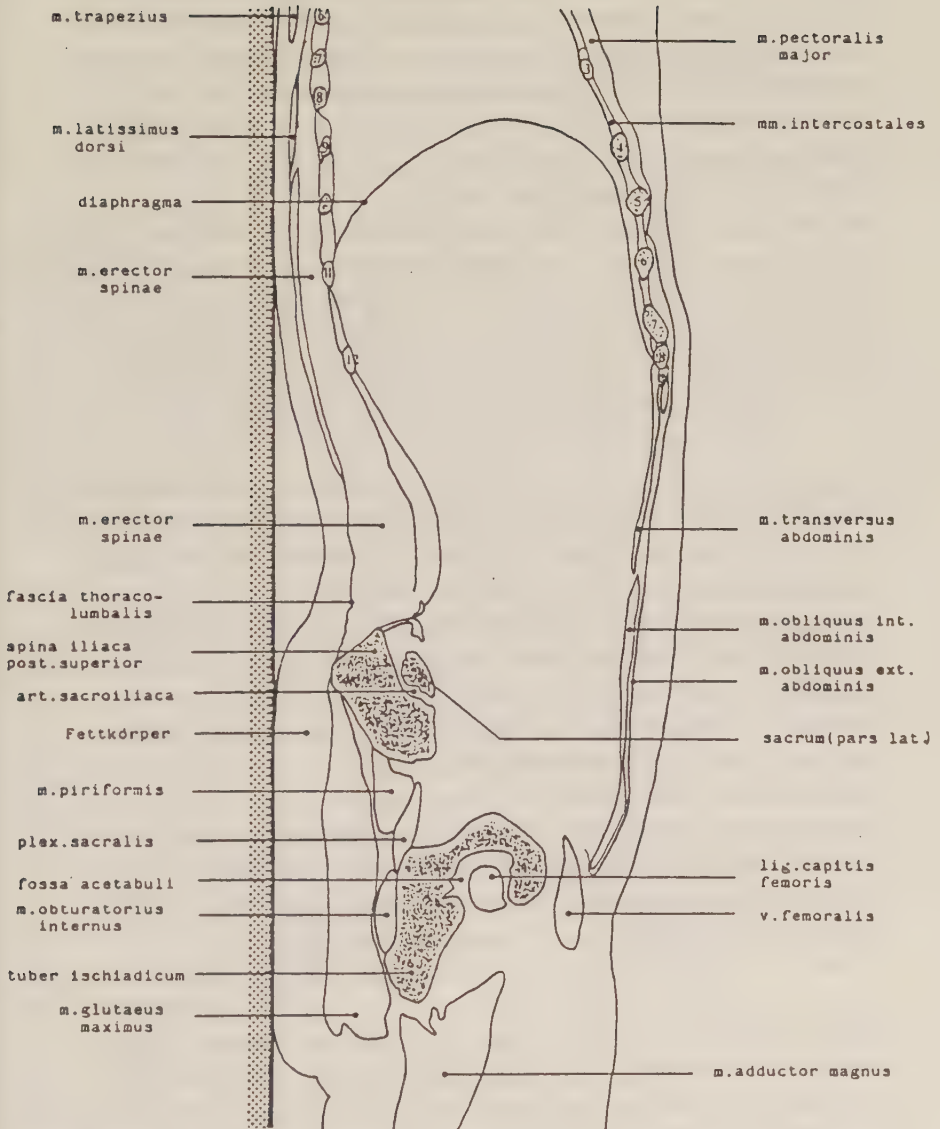


Abb. 5.10

Leiche einer 25-jährigen Frau. Sagittalschnitt, 6 cm rechts von der Medianebene, Aufsicht von lateral nach medial (Vereinfacht umgezeichnet nach KORITKE/SICK 1982).

Je mehr das Becken aufgerichtet ist (Symphyse nach cranial), um so größer wird der Angulus lumbosacralis (Winkel zwischen Lenden- und Kreuzbeinabschnitt der Wirbelsäule) und um so näher treten die hinteren oberen Darmbeinstachel der Aufliegefläche. Bei vermehrter Beckenkipfung (Symphyse nach caudal), wird der Angulus lumbosacralis kleiner, die Lendenlordose größer und die hinteren oberen Darmbeinstachel gelangen mehr nach ventral, also von der Aufliegefläche weg (BRAUS und ELZE 1954).

Es ist somit festzuhalten, daß die knöcherne Auflagefläche im Beckenbereich bei schlanken Personen mit normaler Beckenstellung in der Regel nahezu punktförmig ist (Crista sacralis mediana bzw. Cornu sacralis) und deshalb eine relativ labile Beckenlagerung resultiert, die durch die Weichteilunterstützung erst bei größerer Verlagerung gebremst wird.

Wesentlich beeinflusst, d.h. im Normalfall stabilisiert wird die Beckenlage durch die Lage der Beine. Sie üben auch im Liegen beträchtliche Kräfte durch die bestehenden Muskelzüge, z.B. M.Iliopsoas, Adduktoren u.a., sowie durch die Stellung des Beinskeletts auf das Becken aus. Dadurch wird das Entstehen von Lagerungsfehlern begünstigt. Insbesondere können sich durch pathologische Prozesse verursachte Beinfehlstellungen relativ leicht störend auf die Beckenlage auswirken.

Beispielhaft angeführt sei hierzu die von TREVES-KEITH (1914) beschriebene ausgleichende Lendenlordosierung mit starker Beckenverkipfung beim liegenden Patienten mit Hüftgelenkentzündung (BRAUS und ELZE 1954, mit Verw.auf TREVES-KEITH 1914).

Eigene Abdruckversuche mit einem schlanken Menschen konnten dies bestätigen. Nach Anfärbung der Haut im Becken- und unteren Rückenbereich mit schwarzer Farbe wurde im Liegen ein Papierabdruck angefertigt. Der hintere obere Darmbeinstachel (laterales Kreuzrautengrübchen - v. LANZ/WACHSMUTH 1972) stellte sich (rechte Seite) als nicht belastete und deshalb nicht am Papier angefärbte Aussparung neben der Muskulatur der Lendenwirbelsäule dar. Darunter der stark belastete Teil der Dorsalfläche des os sacrum (Farbe von Papieroberfläche seitlich weggedrückt, Abb. 5.11).

Die Abbildung 5.12 gibt den Abdruck schematisiert wieder! Die relativ kleine knöcherne Auflagefläche in der Mitte des Abdruckes (gepunktet) und neben den linierten Abdruckflächen der Weichteile (paravertebrale Muskelzüge und die Muskulatur unterhalb des Beckenkammes) die auf der rechten Seite nicht und auf der linken Seite schwach druckbelasteten Areale um die hinteren oberen Darmbeinstachel.

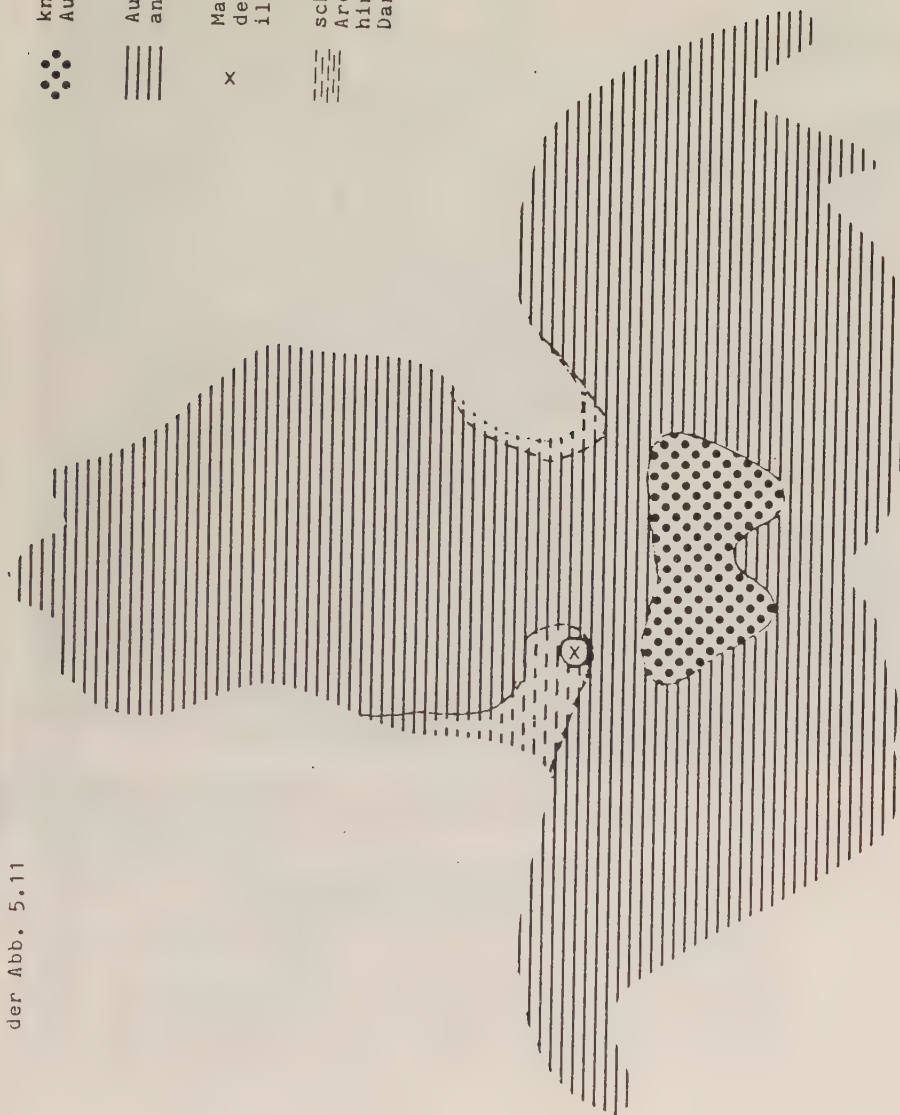
Das Beckenlängsschnitt-Computertopogramm zeigt ebenfalls die hinteren oberen Darmbeinstachel am liegenden Becken etwas ventral der Kreuzbeinauflagefläche angeordnet (Abb. 5.13 und schematisiert Abb. 5.14). Jedoch werden bei entsprechend weit nach dorsal gehender Ausprägung der hinteren oberen Darmbeinstachel und einer sehr gering nach dorsal ausladenden Wölbung des Os sacrum oder bei etwas größerer Beckenaufrichtung in Verbindung mit einer geringeren Lendenlordose diese in einigen Fällen auch zu direkten Auflagepunkten des Beckens, worauf auch das variationsmäßige Vorkommen von subcutanen Bursen über den hinteren oberen Darmbeinstacheln hinweist (v. LANZ/WACHSMUTH 1972).

Insbesondere wird hier die habituelle Eigenart der Rückenform, speziell die Lendenlordosierung eine Rolle spielen. LOCHMANN (1963) beschreibt dazu die Beckenkipfung beim hohlen und hohlrunden Rücken. v. LANZ/WACHSMUTH weisen auf die Funktion der Bauchmuskulatur als Gegenspieler der lordosierenden Rückenmuskulatur hin.

Abb. 5.11 Das Ergebnis eines
Abdruckversuches zur Bestimmung
der knöchernen Auflageflächen
der dorsalen Beckenregion bei
einem liegenden, schlanken (weib-
lichen Menschen).



Abb. 5.12 Schema zur Veranschaulichung
der Abb. 5.11



knöcherne
Auflagefläche



Auflagefläche
an Weichteilen



Markierungspunkt
der linken Spina
iliaca post.sup.



schwach belastete
Areale um die
hinteren oberen
Darmbeinstachel



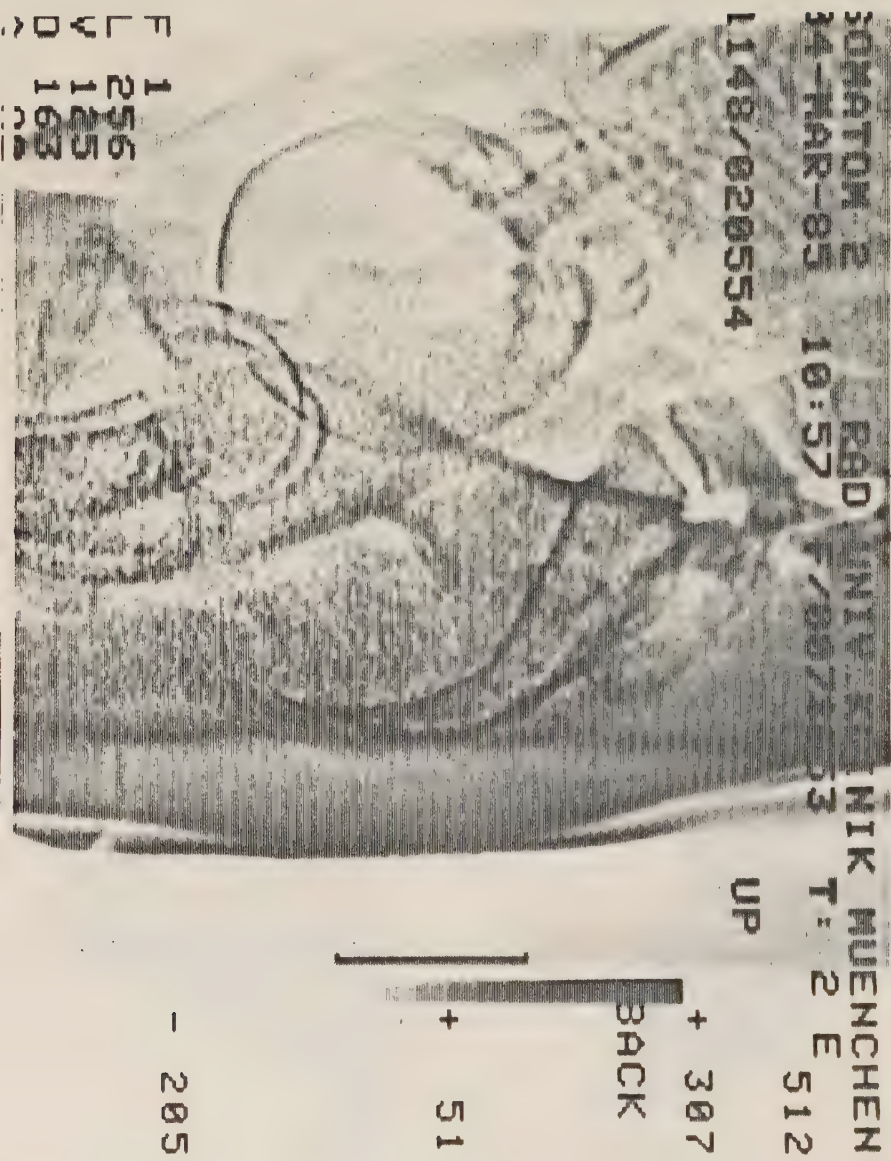


Abb. 5.13 Beckenlängsschnitt-Computertopogramm einer liegenden, weiblichen Patientin.

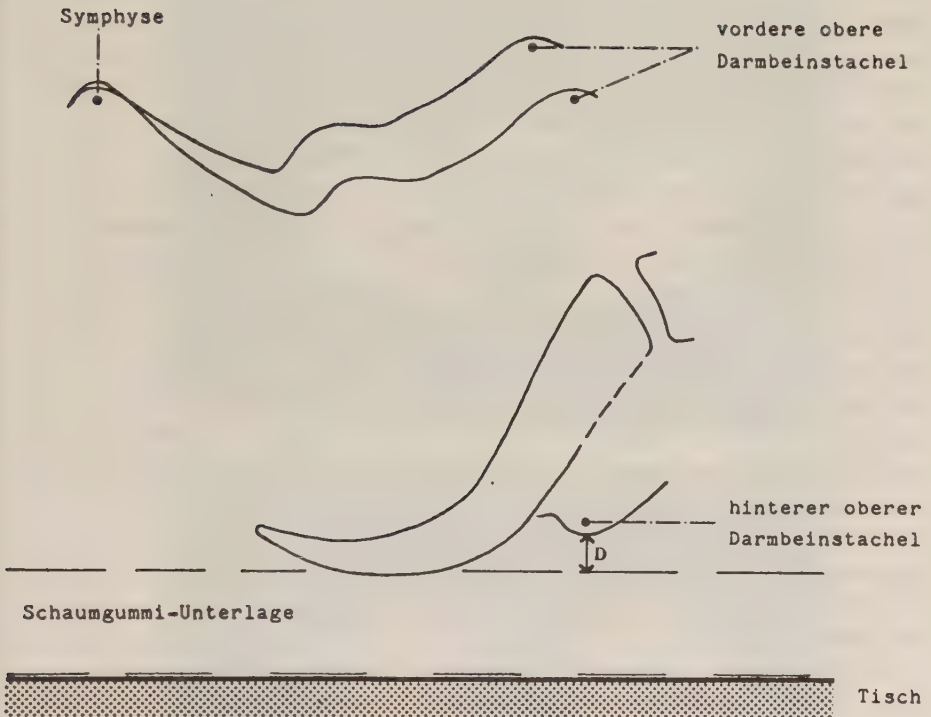


Abb. 5. 14 Schematische Darstellung der Knochenkonturen des Beckenlängsschnitt-Computertopogrammes der Abb.5.13

D = Distanz vom hinteren oberen Darmbeinstachel zur dorsalen Andruckfläche des Os sacrum bei der liegenden Patientin

5.3.1.2.2. Auflagestellen an Weichteilen

Die weitere Auflagefläche am Becken bei gerader Rückenlage ist durch Weichteile, nämlich an den Gesäßbacken gegeben. Wie anatomische Schnittbilder (KORITKE/SICK 1982, Abb. 5.10) sowie Computertomogramme (Abb. 5.15) zeigen, wird im distalen Beckenbereich über sie vor allem der Druck von den Femurhälsen sowie von den Sitzbeinhöckern bzw. etwas proximal von diesen gelegenen knöchernen Beckenteilen fortgeleitet. Die Tubergegend ist im Liegen deutlich von der Unterlage abgehoben und von entsprechenden Teilen der Gesäßbacken unterlagert, insbes. von kaudalen Zügen des M.gluteus maximus (v.LANZ/WACHSMUTH 1972, TÖNDURY 1981).

Im mittleren und proximalen Beckenbereich werden die Nates mit zu Unterstützungsstrukturen für die Hüftgelenke und Beckenschaufeln (KORITKE/SICK 1982, Abb. 5.10).

Die Form der Nates wird im wesentlichen durch die Glutealmuskulatur und das subcutane Fettpolster bestimmt (v.LANZ/WACHSMUTH 1972).

Die Glutealmuskulatur ist dabei überwiegend abhängig vom Körperbau und vom jeweiligen Belastungs- bzw. Trainingszustand. Sie wird beim sportlichen Athletiker stärker ausgebildet sein als beim Astheniker, der eine sitzende Tätigkeit ausübt.

v.LANZ/WACHSMUTH (1972) weisen auf die Abhängigkeit der Form vom Ernährungszustand hin. Damit ist der Einfluß des subcutanen Fettpolsters angesprochen. Auch JOESSEL (1899) beschreibt die große individuelle Verschiedenheit bei der Bildung der Nates. Er führt aus, daß wir am Gesäß das stärkste Fettpolster des Körpers haben; ferner, daß je nach der Größe der Fettablagerung der Darmbeinkamm als Knochenrelief weniger oder mehr hervortritt und sich bei fettleibigen Personen ein querer Fettwulst von einem

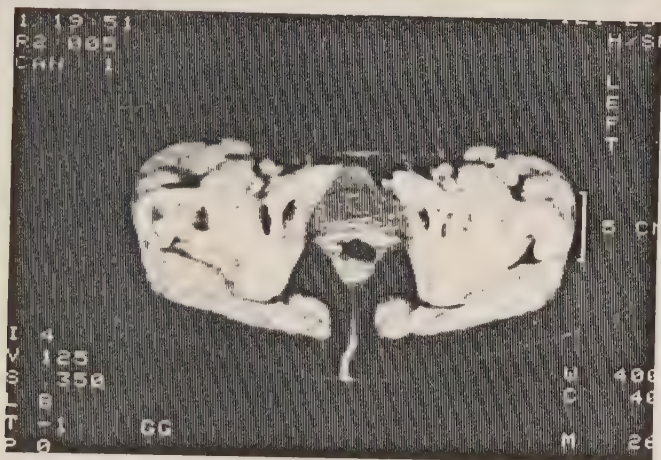


Abb. 5.15

Computertomogramm des Beckens in Höhe der Symphyse (oben) und der Hüftgelenke (unten).

Darmbeinkamm zum anderen durch die Lendenraute hindurchziehen kann.

Bezüglich der Fettablagerung im dorsalen Beckenbereich sind auch die geschlechtsbedingten Unterschiede von Bedeutung. Nach v. LANZ/WACHSMUTH (1972) häuft sich insbesondere bei älteren Frauen, namentlich nach der Menopause, das Unterhautfettgewebe besonders an der Gesäßgegend, an der Hüfte und an den Oberschenkeln zu oft großen Massen an. PERNKOPF (1943) bezeichnet die Regio glutea als Prädispositionsstelle für ein starkes Fettpolster bei der Frau. Diese Fetthanlagerungen an bestimmten Gebieten seien so charakteristisch, daß man geradezu von einem femininen Typus der Fettverteilung sprechen könne. Die stärkere Ausbildung des Fettpolsters setzt beim weiblichen Geschlecht vor allem zur Zeit der Pubertät ein.

JOESSEL und WALDEYER (1899) weisen auf die relativ größere Breite im äußeren Bild der Beckengegend des Weibes hin, was wesentlich durch die stärkere Fettentwicklung bedingt ist; zudem auf die größere Füllung und Rundung der Nates und der Oberschenkel. Die Gesäßwölbung setzt sich nach oben in die Weichengegend fort.

MARTIN und SALLER (1957) führen hierzu noch die durchschnittlich größere Bindegewebsmasse bei der Frau an (1,75 mal mehr als bei Männern) und ebenfalls die andere Fettverteilung (Abb. 5.16).

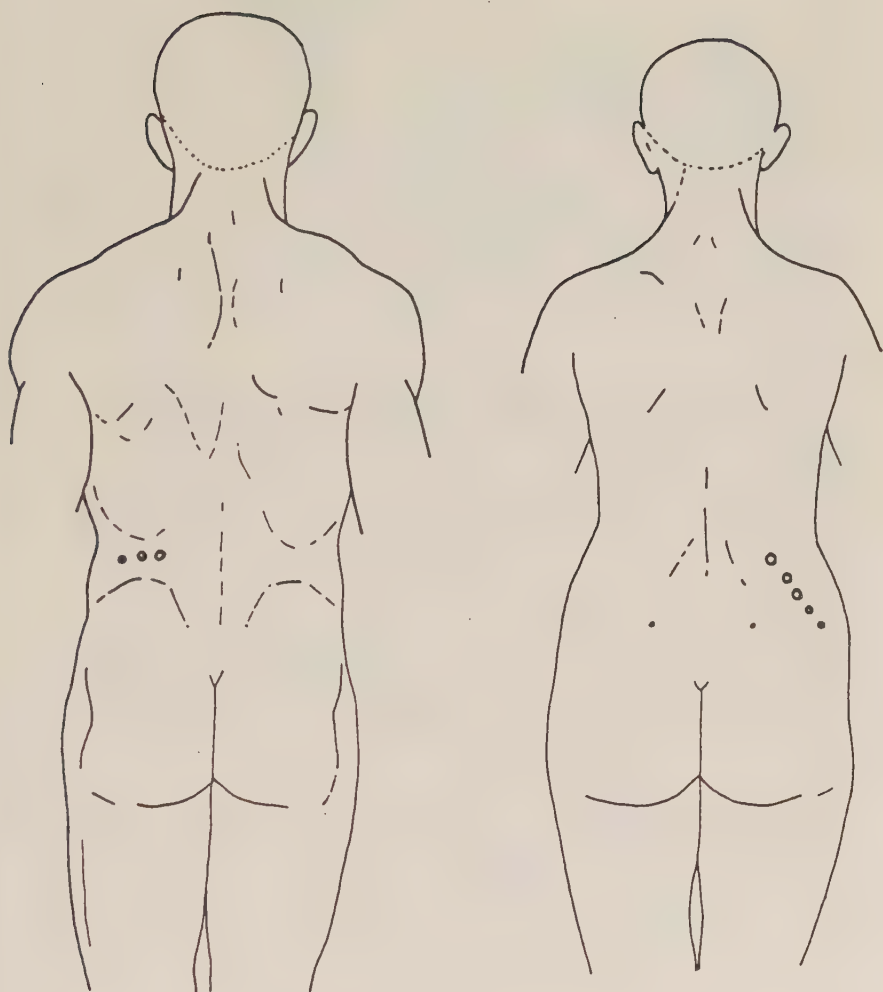


Abb. 5.16

Rückansicht von Mann und Weib nach RICKER zur Veranschaulichung der unterschiedlichen Fettverteilung.
(Umzeichnet nach MARTIN und SALLER 1958).

Die unterschiedliche Form der Gesäßbacken bewirkt eine Veränderlichkeit der Auflagepunkte und -flächen des Beckens am Röntgentisch. Bei Personen mit starker Muskelbildung bzw. vor allem bei solchen mit einer dicken Fettschicht ist das Os sacrum nicht mehr direkter Auflagepunkt, sondern von der Fettschicht überragt. Die Auflagepunkte werden breitflächiger. Die Objektdicke und damit der Abstand der Hüftgelenke von der Filmebene (Film-Objekt-Abstand) wird größer. Damit nimmt die Vergrößerung im Bild zu.

Hier ist auf die geschlechtsbedingte Verschiedenheit der knöchernen Beckenform hinzuweisen (GRAY 1969). Sie bedingt einmal eine geschlechtsspezifische Verschiedenheit des Abstandes der Hüftgelenkspfannen von der Rückfläche des Os sacrum und damit von der Auflagefläche, woraus ein Unterschied im Film-Objekt-Abstand und damit in der Vergrößerung und Verzeichnung resultiert (Abb. 5. 17a). Zum zweiten bedingt die weibliche Beckenform eine größere Entfernung der Hüftgelenkspfannen von der Medianebene (HOHMANN und UHLIG 1982, s.unten).

Wie sich darüberhinaus an Leichen feststellen läßt, ist der Sitzbeinhöcker bei fettleibigen oder muskelstarken Personen (Pykniker, Athletiker) durch die größere "Unterpolsterung" weiter vom Röntgentisch entfernt als bei mageren und schwächeren Personen (Astheniker), wo diese Knochen-
teile relativ nah am Tisch anliegen.

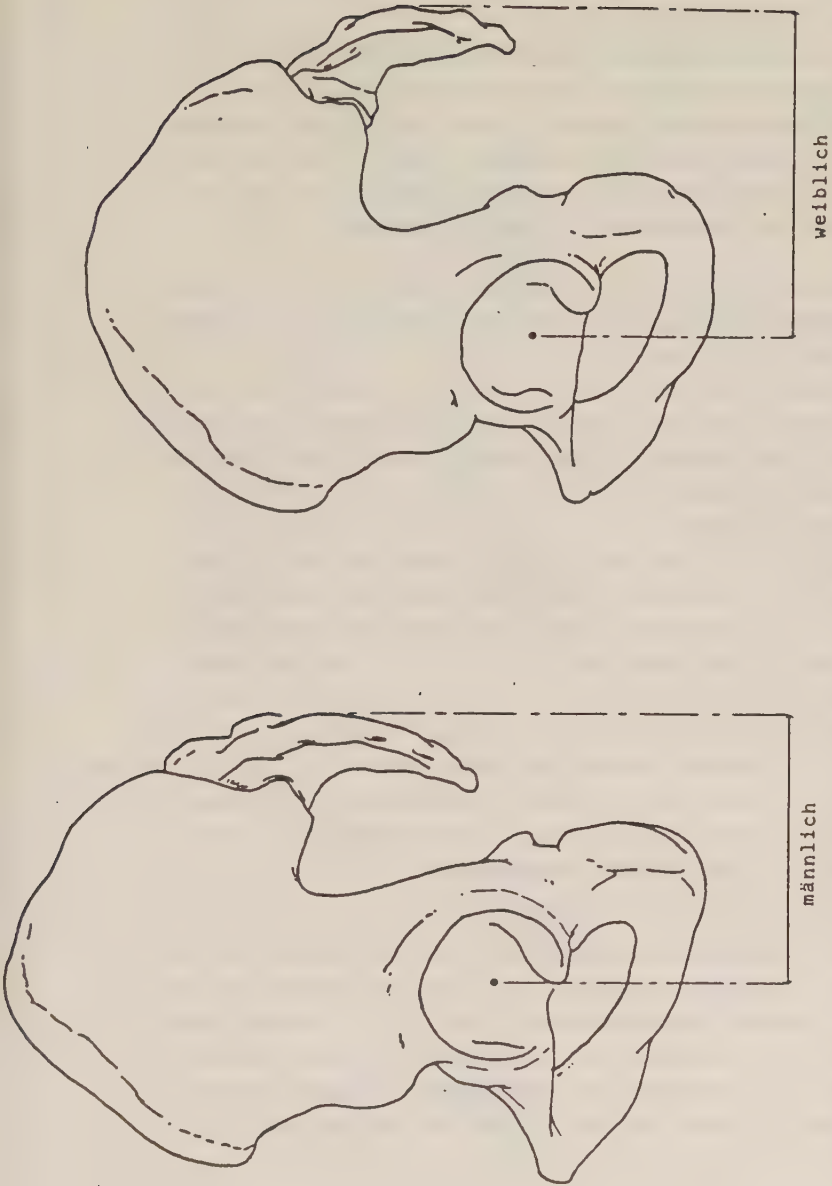


Abb. 5.17a Unterschiedlicher Abstand der Dorsalfläche des Kreuzbeins vom Pfannenmittelpunkt in Abhängigkeit vom Geschlecht (Umzeichnet nach GRAY 1969).

Dies trägt bei den erstgenannten Typen offenbar zu einer mehr horizontalen Stellung der Spinosymphysenebene im Liegen bei.

Bei der typenbezogenen Weichteilausbildung ist auch das Alter des Menschen zu berücksichtigen, da die charakteristischen Formen je nach Typ in verschiedenem Alter erreicht werden. So ist der athletische Typ mit dem 18. Lebensjahr klar ausgeprägt, der pyknische erst mit dem 40. Lebensjahr. (v. LANZ / WACHSMUTH 1972).

Zusammenfassend ist festzuhalten, daß Körperbau (Typus), Geschlecht, Haltung und Ernährungszustand die Lagerung beim Gesunden beeinflussen.

Der Abstand der Hüftgelenke vom Film (Film-Objekt-Abstand) wird beim Astheniker infolge der geringeren "Unterpolsterung" des Beckens in der Regel kleiner sein als beim Pykniker und Athletiker, desgleichen beim Mageren kleiner als beim Adipösen.

Ebenso wird er beim Mann einmal wegen der männlichen Beckenform (geringerer Pfannenabstand zur Unterlage), zum anderen wegen des normalerweise geringeren Fettpolsters in der Regel kleiner sein als bei der Frau. Die weibliche Beckenform bedingt zudem einen größeren Abstand der Pfannen von der Medianen (HOHMANN/UHLIG 1972 Abb. 5.17b). Dadurch beschreibt beim weiblichen Becken während einer Beckendrehung das Hüftgelenk auf der Gegenseite der Drehrichtung einen größeren Bogen als beim männlichen Becken, was besonders für

Fehllagerungen (Beckendrehung) wesentlich ist (s. Kap. 5.3.2.).

Durch die Körperhaltung wird die Lendenlordose beeinflusst. Bei kleiner Lordosierung der LWS werden die hinteren oberen Darmbeinstachel eher mit zu Unterstützungspunkten für das Becken und es resultiert eine relativ stabilere Beckenlage als bei größerer Lendenlordose mit nahezu punktförmiger knöcherner Auflage an der Dorsalfläche des Os sacrum.

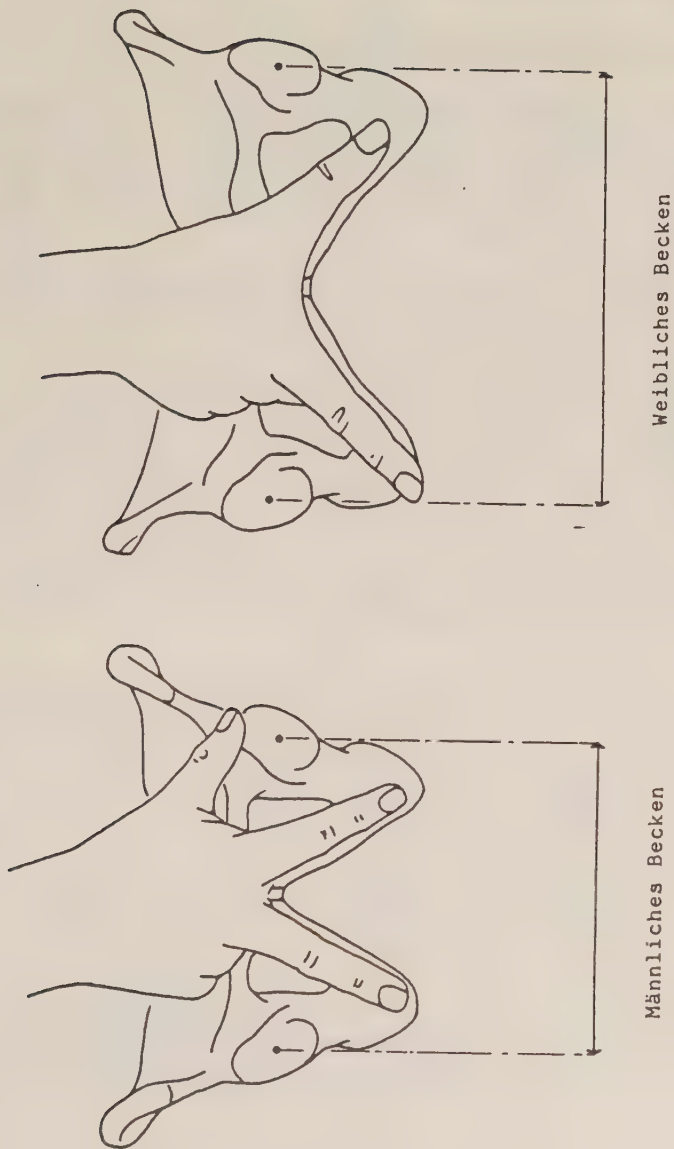


Abb. 5.17 b Geschlechtsspezifisch unterschiedlicher Abstand der Hüftgelenkspfannen von der Medianebene. (Umzeichnet nach KAHLE, LEONHARDT, PLATZER 1979).

5.3.2. Beckenfehlagerung

5.3.2.1. Beckendrehung

5.3.2.1.1. Theoretische Grundlagen

TÖNNIS und BRUNKEN (1968) beschreiben die Beckendrehung als "eine Rotation um die Körperlängsachse. Meistens wird zugleich der ganze Rumpf nach einer Seite gedreht und kommt dann zunehmend in die Seitlage" (Vgl. auch DIHLMANN 1982).

Die Drehung des Beckens am Röntgentisch entspricht nicht einer reinen Rotation um die Vertikalachse des Körpers, wie etwa bei einem Spanferkel am Spieß.

Dazu bedürfte es einer sog. Drehmulde bzw. Drehwanne, die jedoch in der Regel nicht gegeben ist (ANGERSTEIN 1979). Die Beckenstrukturen der Seite, in deren Richtung die Drehung erfolgt, können nämlich auf der geraden Unterlage des Röntgentisches nicht wie bei der reinen Rotation von der Horizontallage aus nach unten ausweichen. Es erfolgt vielmehr zusätzlich eine Abrollbewegung des Beckens in der Richtung der Beckendrehung.

Hierzu wurde ein schematisches Beckenmodell anhand anatomischer Schnitte einer weiblichen Leiche angefertigt (KORITKE/SICK 1982). Auf der dem Tisch aufliegenden Seite des Modells wurde ein Maßstab angebracht. Auf diese Weise kann auf einem Papierbogen, der eine mit Maßstab versehene Horizontalebene anstelle der Tischebene eingezeichnet hat, genau die seitliche Abrollbewegung simuliert werden, wenn man darauf achtet, daß sich der Maßstab am Beckenmodell nicht gegen den auf dem Papierbogen verschiebt. (Abb. 5.18). Dabei zeigt es sich, daß die Vertikalachse des Körpers, welche die Verbindungslinie der Hüftgelenksmittelpunkte in etwa schneidet (FICK 1911, BRAUS/ELZE 1954, TOLDT/HOCH-

Abb. 5.18

Schematisches Beckenmodell nach anatomischen Schnittbildern.

Aufsicht von cranial.Starke Beckendrehung nach rechts.

Sp = Spina iliaca ant. superior

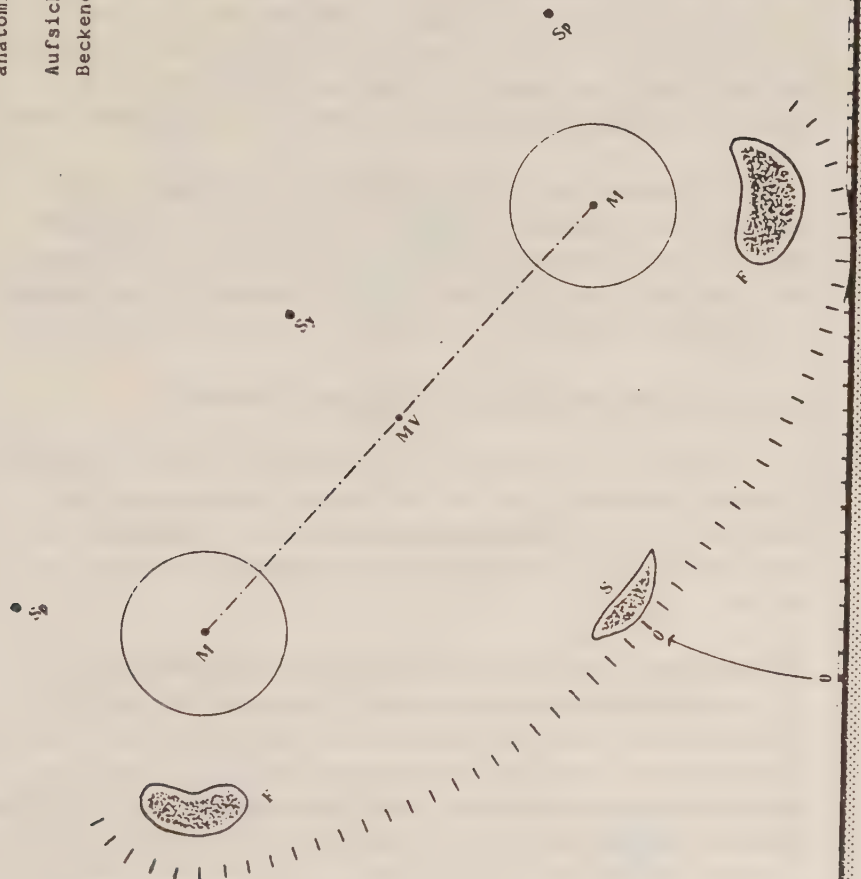
Sy = Symphyse

M = Femurkopfmittelpunkt

MV = Mittelpunkte d. Verbindungsline der Femurkopfzentren

F = Femur

S = Steißbein



STETTER 1963, Abb. 5.19), sich von der Nullposition aus nach oben verlagert, sowie seitlich in der Richtung der Drehung. Dies folgt aus der mehr quer-ovalen Form des Beckens (KAISER 1958).

Für die Hüftgelenke ergibt sich daraus, daß das Hüftgelenk der Seite, zu der hin die Drehung erfolgt (also bei Rechtsdrehung das rechte Hüftgelenk), sich in einem geringeren Ausmaß der Tisch- bzw. Filmebene annähert, als sich das Hüftgelenk der anderen Seite von ihr entfernt. Mit anderen Worten, das Hüftgelenk der Seite der Drehrichtung nähert sich der Tischebene langsamer an und weniger weit von der geraden Nullstellung aus, das Hüftgelenk der Gegenseite entfernt sich gleichzeitig schneller und weiter davon und wird zunehmend stärker vergrößert und verzeichnet (Abb.5.20).

Bei 17° Drehung nach rechts beträgt am Beckenmodell der Abstand des linken Hüftgelenkes ca. 3,5 cm zur Null-Lage, der des rechten Hüftgelenkes ca. 1,9 cm nach dem Maßstab des Schnittpräparates. Das rechte Hüftgelenk am Beckenmodell war nahezu halb so weit vom Tisch entfernt wie das linke.

5.3.2.1.2. Beckendrehung am lebenden Probanden

Diese theoretisch gefundenen Zusammenhänge wurden praktisch insoweit überprüft, als für die äußeren Bezugspunkte des Beckens (vordere obere Darmbeinstachel und Symphyse) die Lage derselben bei verschiedenen Seiddrehungen ermittelt wurde.

Dazu wurden in Anlehnung an anthropologische Messungen die Bezugspunkte einer schlanken, liegenden Person bei verschiedenen Seiddrehungspositionen mit annähernd parallelem Strahlenverlauf vor einer gerasterten Tafel fotografiert. Das Raster der Fotografien wurde zusammen mit den Positionen der Bezugspunkte maßstabsgetreu auf eine Schablone übertra-



Abb. 5.19 Die Vertikalachse des Menschen
(Umzeichnet nach FICK 1911).

gen. Es ergab sich trotz leichter, projektionsbedingter Fehler in etwa die gleiche Kurvencharakteristik wie im Modellversuch (Abb. 5.21).

Der vordere obere Darmbeinstachel der Gegenseite zur Drehrichtung entfernt sich ähnlich wie das Hüftgelenk schneller und weiter von der Null-Lage als derjenige auf der Seite der Drehrichtung. Die Symphyse zeigt ähnlich wie der Mittelpunkt der Verbindungslinie der beiden Hüftgelenksmittelpunkte einen leicht ansteigenden Kurvenverlauf.

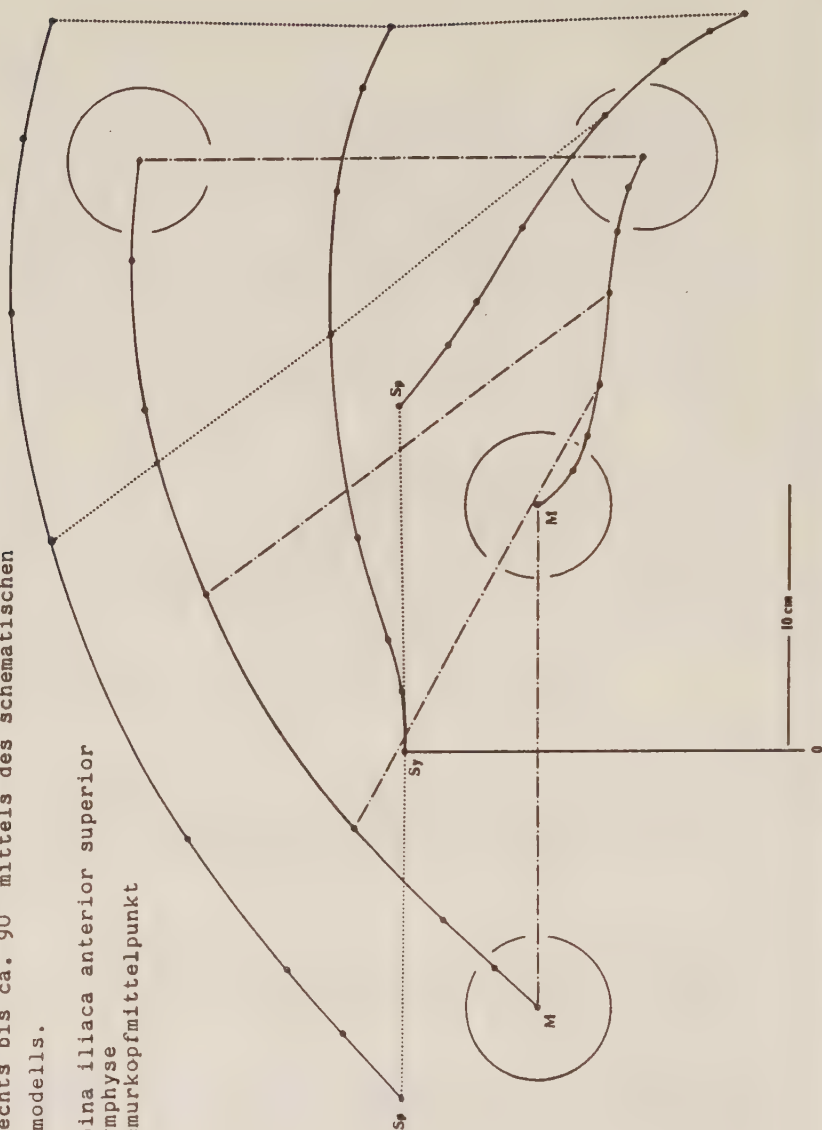
Abb. 5.20 Modellversuch - Beckendrehung nach rechts

Darstellung der Lage der Spinen, der Symphyse sowie der Femurkopfmittelpunkte bei einer Beckendrehung nach rechts bis ca. 90° mittels des schematischen Beckenmodells.

Sp: Spina iliaca anterior superior

Sy: Symphyse

M : Femurkopfmittelpunkt



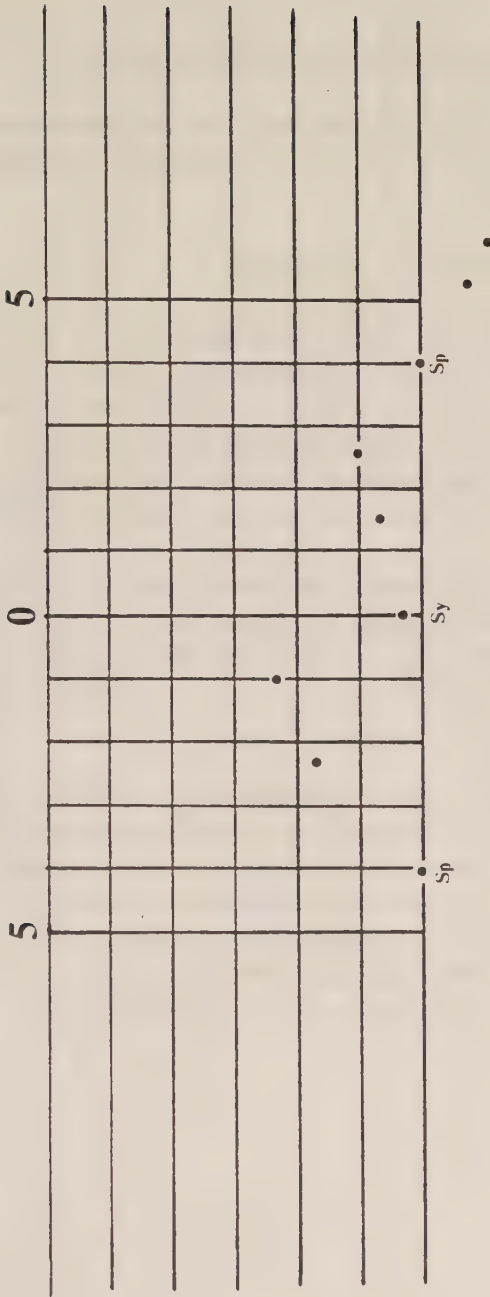


Abb. 5.21

Verhalten der Bezugspunkte der Spino-Symphysenebene bei Rechtsdrehung des Beckens.

Schlanke, weibliche Probandin vor der Kastertafel liegend mit Markierungen an den Bezugspunkten der Spinosymphysen-Ebene. Aufsicht von cranial. Fotografisch festgehalten bei drei Positionen der Rechtsdrehung.

5.3.2.2. Beckenkipfung und Beckenaufrichtung

In Anlehnung an die Betrachtungen zur Beckendrehung wurde zu Beckenkipfung und Aufrichtung ebenfalls ein Modellversuch durchgeführt.

5.3.2.2.1. Theoretische Grundlagen

Die Seitansicht eines weiblichen Beckens (ca. 3/4 der nat. Größe, umzeichnet nach GRAY 1969) wurde als schematisches Beckenmodell an der Dorsalfläche des Os sacrum bzw. Os coccygis mit einem Maßstab versehen. Dieser Maßstab wurde korrespondierend zu den knöchernen Strukturen an einer waagerechten Linie entsprechend der Auflagefläche angebracht.

Durch Abrollen des Modells am "Tisch" konnte mit Hilfe des Maßstabes die Kippung (Symphyse nach caudal) und Aufrichtung (Symphyse nach cranial) des Beckens ohne Verschiebung des Modells gegen die Unterlage simuliert werden (Abb. 5.22).

Dabei zeigte sich, daß die Beckenkipfung ein Tiefertreten der Pfannen zur Tischebene hin, die Aufrichtung eine Vergrößerung des Pfannenabstandes zu dieser und damit zur Filzebene bewirkt. Die Tubera ischiadica verhalten sich ähnlich, wogegen die vorderen oberen Darmbeinstachel sich in dem betrachteten Kippungs- und Aufrichtungsbereich entgegengesetzt zur Symphysen- und Pfannenbewegung verhalten (Abb. 5.22 a-f).

Sy = Symphyse
 Sp = Spina iliaca
 ant. superior
 Pf = Pfannenmittelpunkt

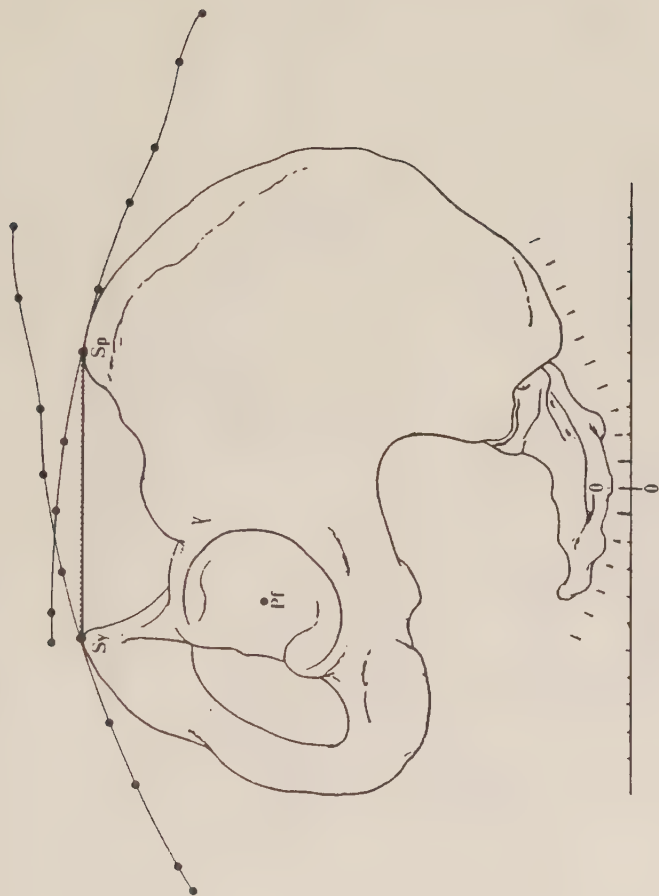


Abb. 5.22

Modellversuch Beckenkipfung und Beckenaufrichtung

Darstellung der Lage der Spinosymphysenebene und ihrer Bezugspunkte sowie des Pfannenmittelpunktes und der Incisura acetabuli unter streng seitlicher Betrachtung bei verschiedenen Kippungs- und Aufrichtungspositionen des Beckens mittels eines Beckenmodells.

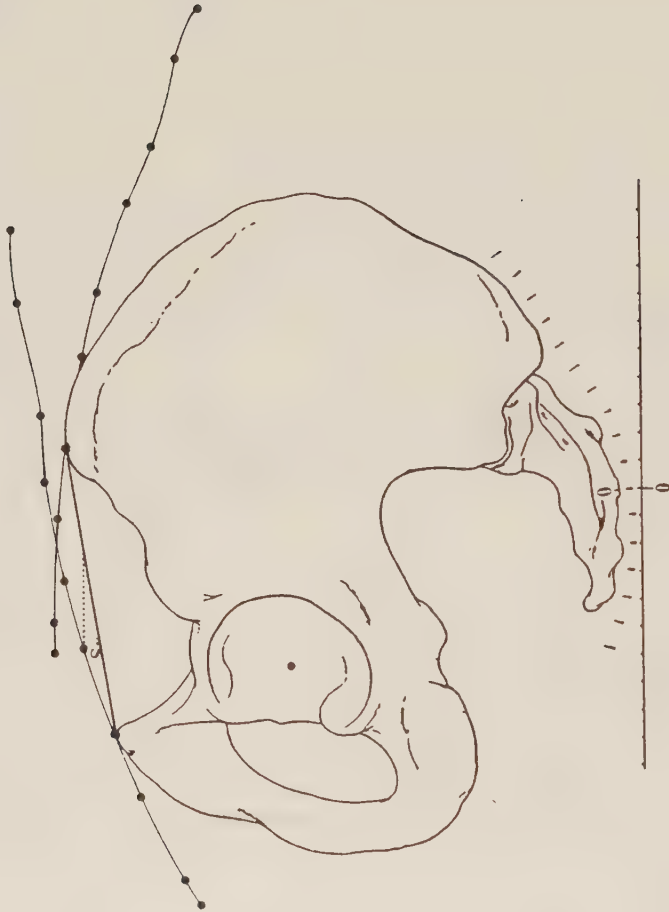


Abb. 5.22 a Modellversuch, leichte Beckenkipfung (ca. 10°)



Abb. 5.22 b Modellversuch, stärkere Beckenklippung (ca. 16°)

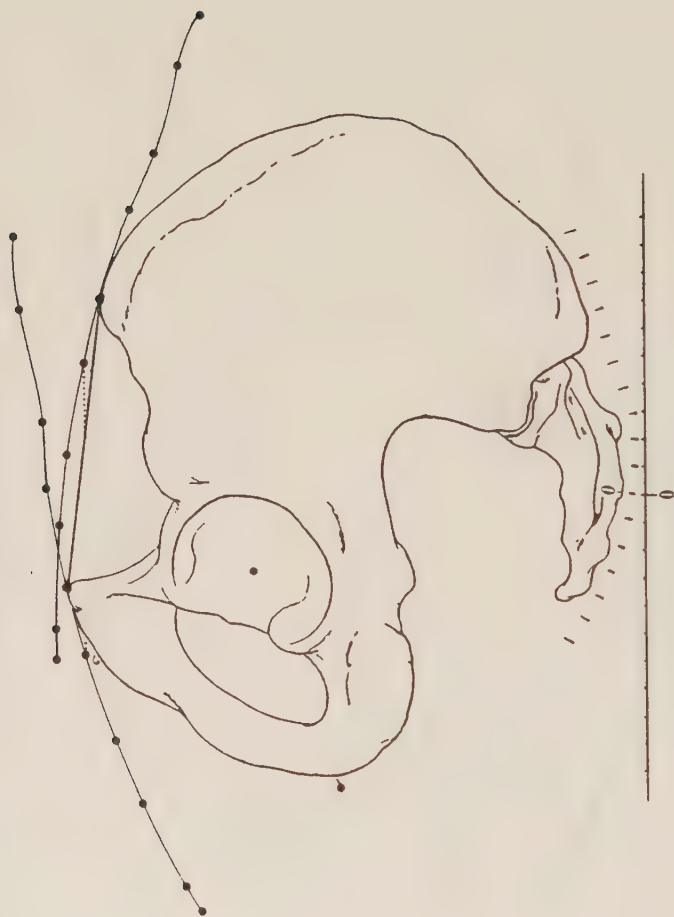


Abb. 5.22 c Modellversuch, leichte Beckenaufrichtung (ca. 6°)

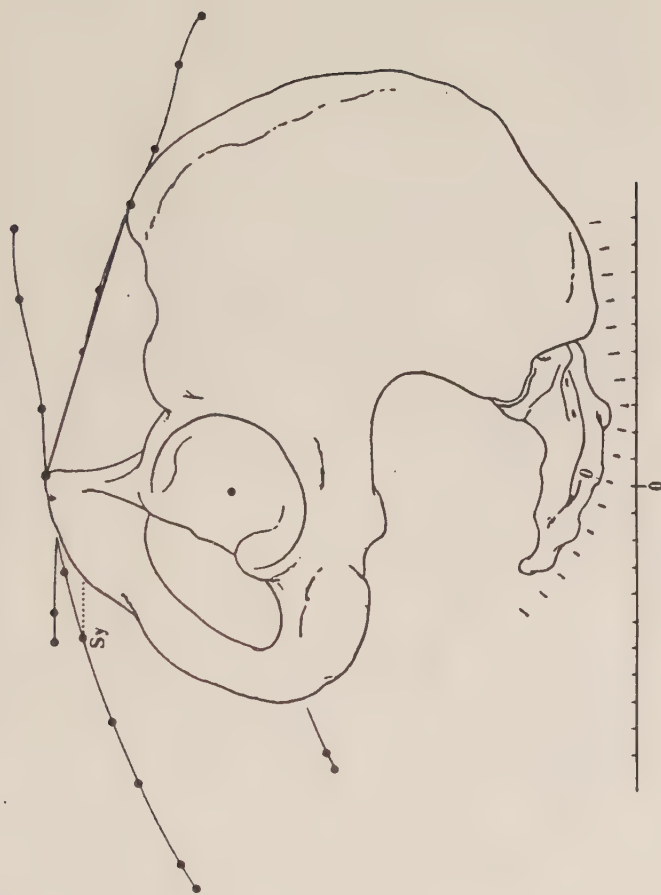


Abb. 5.22 d Modellversuch, stärkere Beckenaufrichtung (ca. 16°)

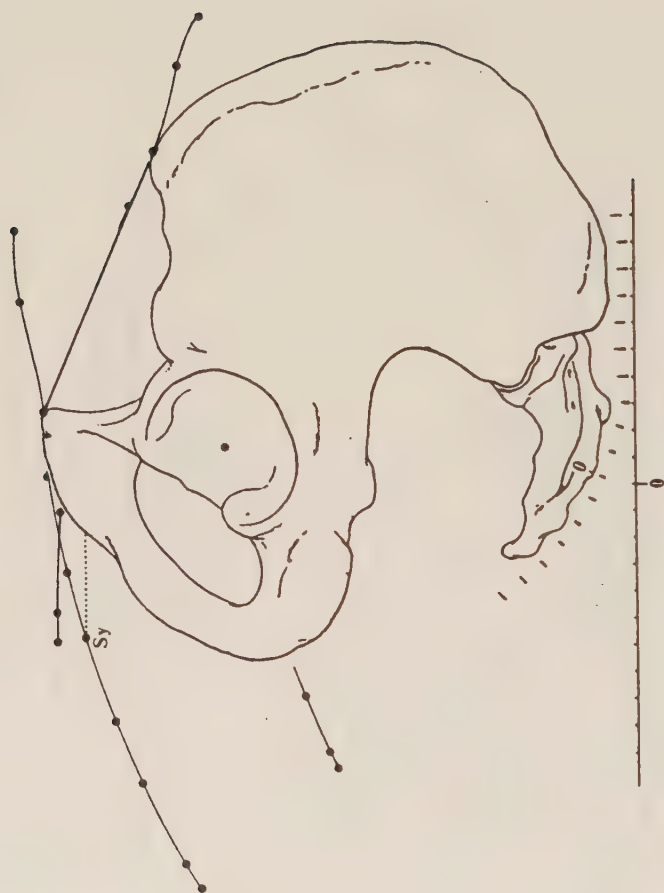


Abb. 5.22 e Modellversuch, starke Beckenaufrichtung (ca. 23°)

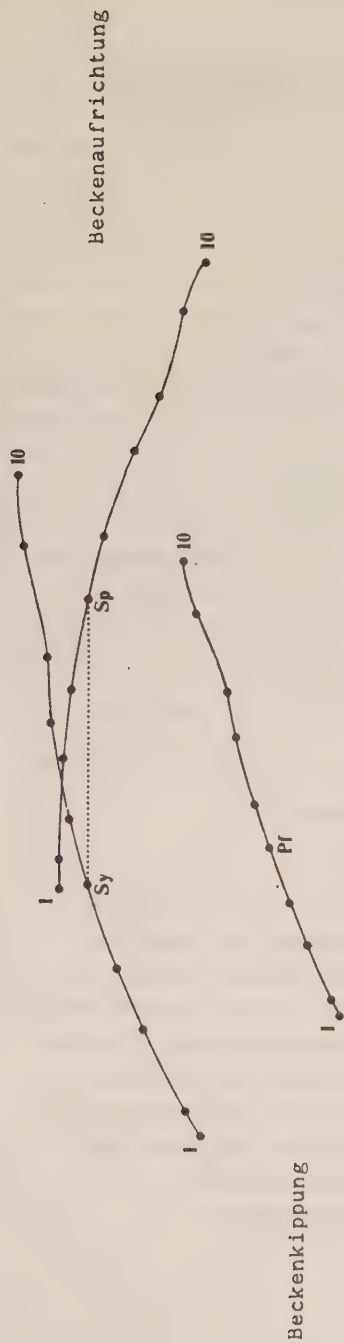


Abb. 5.22 f Darstellung der Lageveränderung der Bezugspunkte der Spinosymphysen-Ebene sowie des Pfannenmittelpunktes bei Beckenkipfung und Aufrichtung im Modellversuch bei 10 verschiedenen Beckenpositionen

5.3.2.2.2. Beckenkipfung und Aufrichtung am lebenden Probanden

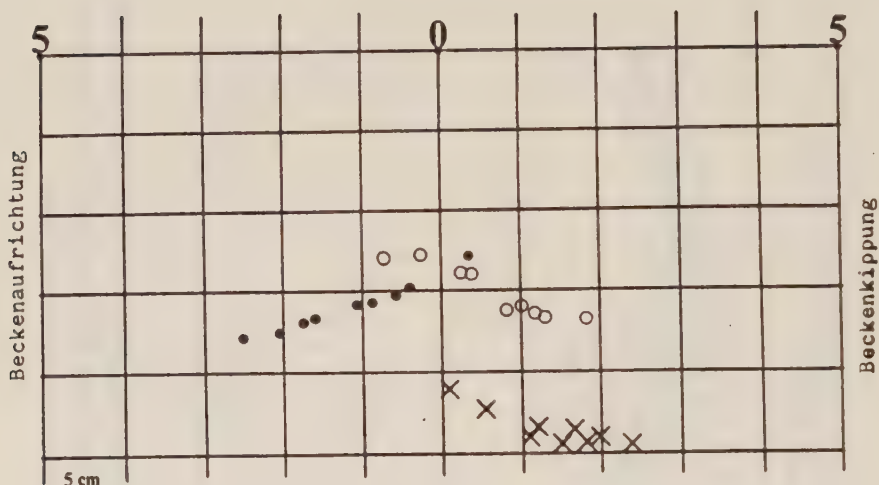


Abb. 5.23 Das Verhalten der Markierungspunkte bei verschiedenen Kippungs- und Aufrichtungspositionen des Beckens.

○ Symphysenpunkt
● Spinenpunkt
× Trochanterpunkt

Wie bei der Beckendrehung wurden die theoretischen Betrachtungen durch Ermittlung der Lage der äußeren Bezugspunkte am lebenden Probanden überprüft. Dazu wurden bei einer schlanken, vor einer gerasterten Tafel liegenden, Person (weiblich) bei verschiedenen Kippungs- und Aufrichtungspositionen des Beckens die äußeren Bezugspunkte - Symphyse, vordere obere Darmbeinstachel und für die ungefähre Lage der Pfanne der Tastpunkt des Trochanter major - bei annähernd parallelem Strahlenverlauf von der rechten Seite aus fotografiert.

Trotz leichter Fehler (Projektion, Hautverschieblichkeit der Markierungen) ergab sich in etwa die gleiche Kurvencharakteristik wie im Modellversuch.

Größere Aufrichtungspositionen führen zu einer Annäherung der Spinae an die Tischebene (Lendenwirbelsäulenkyphosierung) bei gleichzeitiger Erhöhung des Abstandes der Symphyse und des Trochanter major von der Tischebene. Mittlere Kippungs- und Aufrichtungspositionen verändern den Trochanterabstand (weitgehend repräsentativ für den Hüftgelenksabstand) zur Tischebene nicht wesentlich (Abb. 5.23).

Große muskuläre oder durch Fett bedingte Unterpolsterung des Tuber ischiadicum bzw. proximal davon gelegener Anteile wird eine Beckenkippstellung am Röntgentisch erschweren, während eine geringe Unterlage an dieser Stelle des knöchernen Beckens oder eine größere Lordosierung der Lendenwirbelsäule eher eine Kippstellung begünstigen.

5.4 Sitz des Meßgerätes auf der Leiche

Das Meßgerät war, wie schon ausgeführt, so auf die Bezugspunkte des Leichenbeckens aufzusetzen, daß es die jeweilige Lage des Beckens in Winkelgraden zur Normalposition angab (als Normalposition ist die Position anzusehen, bei der die Spino-Symphysenebene parallel zur Tischebene und damit waagerecht verläuft). Dazu war es erforderlich, die Ring-systemebene des Meßgerätes parallel zur Spino-Symphysenebene des betreffenden Leichenbeckens einzujustieren. •

Um dabei die projektionsbedingte Unschärfe und die Vergrößerung so gering wie möglich zu halten, war es nötig, das Meßgerät möglichst nah an den Bezugspunkten zu fixieren. Deshalb wurden in erster Linie nur schlanke Leichen ausgewählt, bei denen die Interspinallinie nicht durch ein vorgewölbtes Abdomen unterbrochen war. Neben der dann generell besseren Bildqualität (geringere Objektdicke) war dies auch zur Vermeidung der Verkantung des Meßgerätes gegen die vordere Rumpfwand bei stärkeren Aufrichtungspositionen für den Versuchsablauf erforderlich.

Bei schlanken Leichen ist außerdem die Auffindung der beiden vorderen oberen Darmbeinstachel sehr genau möglich. Zur genauen Auffindung des dritten Bezugspunktes am Symphysenoberrand und vor allem wegen der Abstandseinstellung von diesem zum Ausleger, war es nötig, die Leiche an dieser Stelle zu eröffnen und die Symphyse freizupräparieren, um nicht durch das Fettpolster des Mons pubis behindert zu sein.

War dies erfolgt, konnte nach einer Kontrollaufnahme zwecks richtiger Positionierung des Kirschnerdrahtes dieser mittels des Gewindes in den Symphysenspalt eingeführt werden. Damit war die Verankerung des Meßgerätes am Symphysenbezugspunkt gegeben. Zur Fixierung an den beiden vorderen oberen Darmbeinstacheln wurden auch dort Kirschnerdrähte eingebracht.

Im Anschluß daran wurden die Ausleger an den Kirschner-drähten fixiert und zwar derart, daß die Abstände von den Auslegern zu den Bezugspunkten am Becken jeweils genau gleich waren, da nur so absolute Parallelität zwischen Meßgeräteebene und Spinosymphysenebene gewährleistet war.

Dann wurde das Meßgerät weitgehend symmetrisch zu den Strukturen des Beckens eingestellt. Ferner sollte die Waagerechte des Metall-Ringsystems die Verbindungslinien von den vorderen oberen Darmbeinstacheln zur Symphyse beidseits näherungsweise halbieren.

Von diesem Halbierungspunkt aus sind die Hüftgelenksmittelpunkte etwa 2-3 Querfinger auf einer Senkrechten zur Symphysen-Spinenlinie in Richtung des Collum femoris entfernt (WICKE 1983).

Nach zusätzlicher Abmessung verschiedener Distanzen waren damit die Einstellarbeiten zur Befestigung des Meßgerätes an der Leiche beendet.

6. Versuchsdurchführung

Nach Beendigung der Einstellarbeiten und Überprüfung der Röntgenanlage wurde das Becken für die Versuchsreihen in exakte Ausgangsstellung, d.h. in Normal-O-Stellung gebracht (waagerechte Spino-Symphysenebene), was durch die Pendelstellung über dem Metallringzentrum angezeigt wurde (Abb. 6.1).

6.1. Positionsänderungen des Beckens als reine Beckendrehung, Beckenaufrichtung und Beckenkipfung

Von der Nullposition aus wurde in 4°-Schritten die Beckenposition durch Unterlegen von Holzkeilen sowohl als Beckendrehung wie auch als Beckenaufrichtung und -kipfung verändert (Abb. 6.2, 6.3).

Das Pendel des Meßgerätes bewegte sich bei diesen Positionen von der Nullposition in der Mitte des Ringsystems aus auf der Horizontalen (Beckendrehung) bzw. Vertikalen (Kippung/Aufrichtung).

Dabei wurde der Fokus der Röntgenröhre zur Vermeidung von projektionsbedingten Fehlern in der Gradanzeige vor jeder Aufnahme neu auf das Pendel zentriert (nachgefahren). In unregelmäßigen Abständen wurde die Beckenlage durch auf die Meßebene gelegte Wasserwaagen überprüft (Abb. 6.4). Die Beckenkipfung war zumeist wegen des in das Meßringsystem hereinragenden Symphysenauslegers nur bis zu dem Bereich von 12° - 14° möglich, die stärkere Beckenaufrichtung wurde zum Teil durch das sich gegen die Meßgeräteebe vorwölbende Abdomen behindert (Abb. 6.5).

Die Beckendrehung wurde nach jeder Seite meist bis 16° durchgeführt.

Vor allem bei den extremen Positionen mußten Fixierungshilfen für Beine und Rumpf benützt werden.

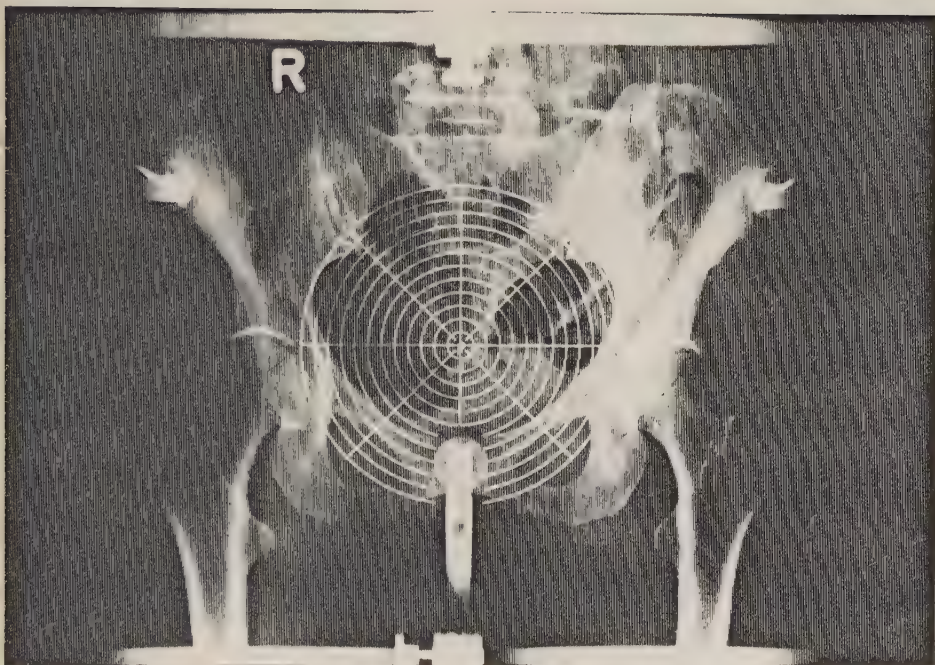


Abb. 6.1 Becken in Normal-O-Stellung

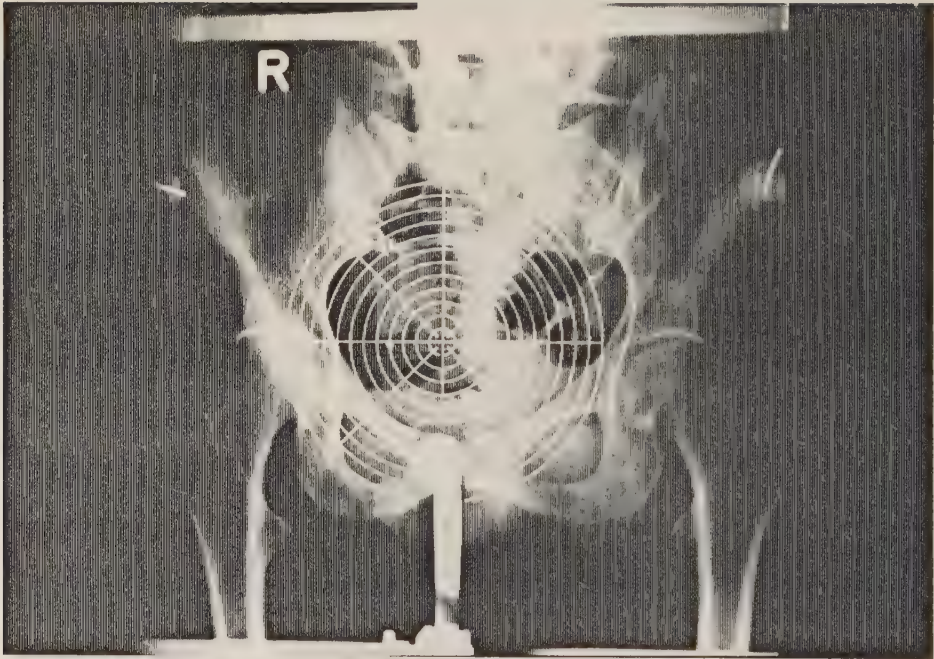


Abb. 6.2 Becken bei 3° Rechtsdrehung

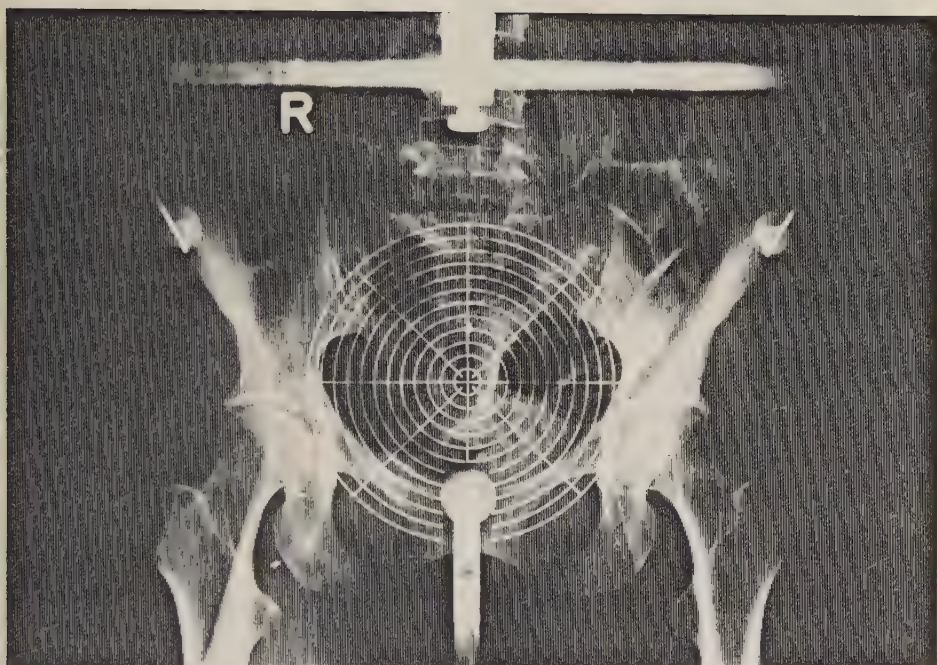


Abb. 6. 3 Becken bei 8° Aufrichtung

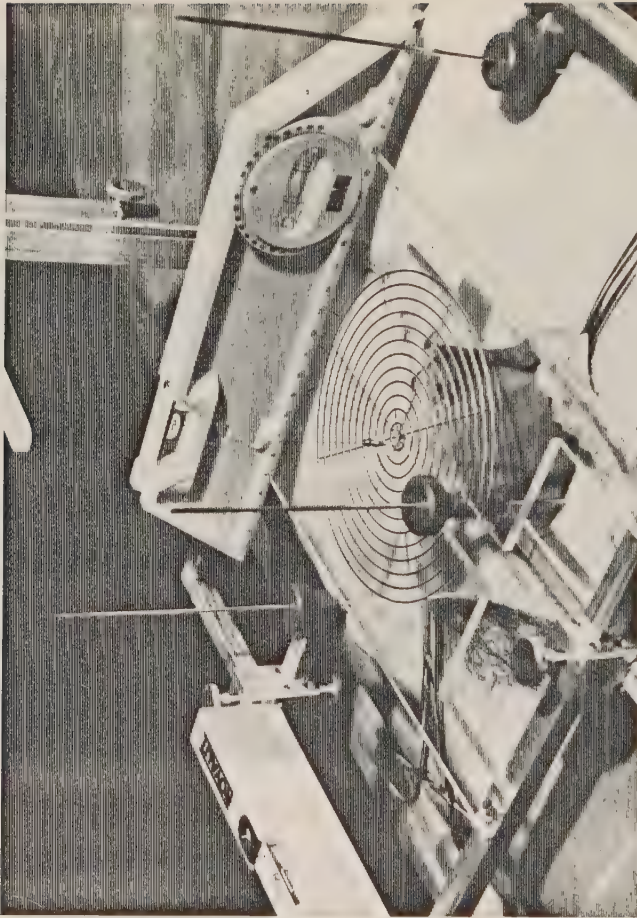


Abb. 6.4 Überprüfung der Beckenlage durch auf die Meßebene gelegte
Wasserwaagen

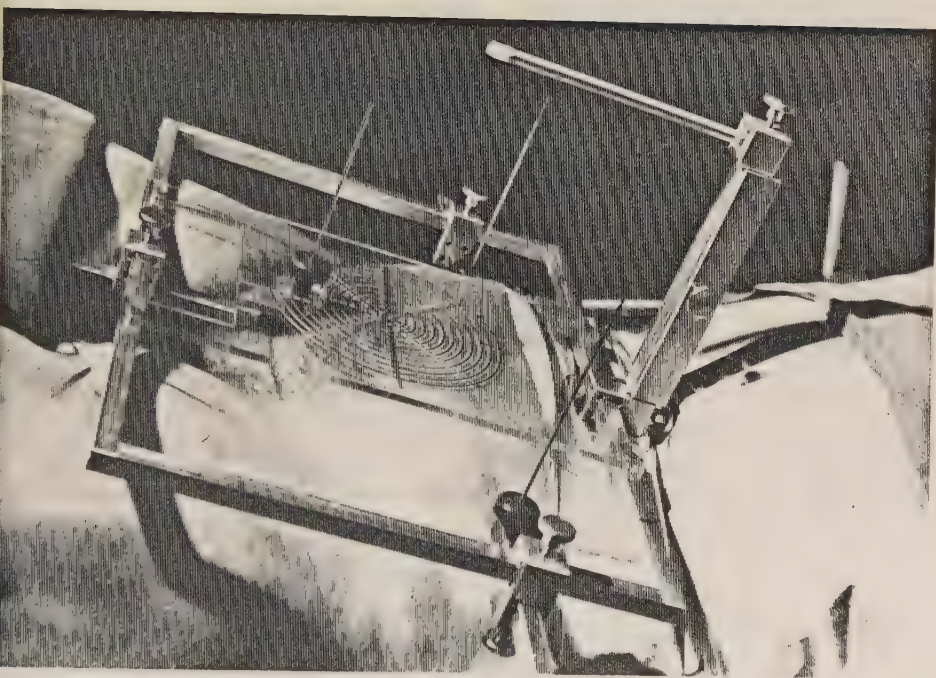


Abb. 6.5 Becken bei 20° Aufrichtung

Für diese Positionsänderungen (Beckendrehung, -Kippung, -Aufrichtung) wurden zwei Meßreihen mit jeweils 6 Hüftgelenken (d.h. je drei Leichen) durchgeführt.

Insgesamt wurden 12 Hüftgelenke untersucht. Bei der ersten Meßreihe wurden 22 verschiedene Positionen eingestellt, bei der zweiten Meßreihe 20 Positionen. Es wurden 736 Einzelmeßwerte bzw. Berechnungswerte (Hüftwert) ermittelt.

Angesichts der Geschlechtsverteilung der dysplastischen Hüfte (siehe unter 1.) schien die Betrachtung einer überwiegenden Zahl weiblicher Hüftgelenke angezeigt.

6.1.1 Erste Meßreihe

Für die erste Meßreihe wurden folgende Leichen verwendet:

<u>Leiche 1 :</u>	Geschlecht	weiblich
	Alter	25 Jahre
	Größe	159 cm
	Gewicht	58,6 kg
	Ernährungszu-	
	stand/Körperbau	guter Ernähr.-Zustand, schlank
	Distantia spina-	
	rum	21,2 cm
	Distanz	
	Symphyse/Spinae	re. 14,4 cm; li. 14,1 cm
<u>Leiche 2 :</u>	Geschlecht	weiblich
	Alter	42 Jahre
	Größe	162 cm
	Gewicht	55,5 kg
	Ernährungszu-	
	stand/Körperbau	guter Ernähr.-Zustand, pyknisch
	Distantia spina-	
	rum	23 cm
	Distanz	
	Symphyse/Spinae	re. 15,2 cm; li. 15,7 cm

Leiche 2 : Geschlecht weiblich
 Alter 43 Jahre
 Größe 163 cm
 Gewicht 69,7 Kg
 Ernährungszu-
 stand/Körperbau pyknisch
 Distantia
 spinarum 22,5 cm
 Distanz
 Symphyse/Spinae re. 15,8 cm; li. 14,7 cm

Leiche 3 Geschlecht weiblich
 Alter 38 Jahre
 Größe 156 cm
 Gewicht 48,9 Kg
 Ernährungszu-
 stand/Körperbau athletisch
 Distantia
 spinarum 21,9 cm
 Distanz
 Symphyse/Spinae re. 14,2 cm; li. 14,1 cm

6.2. Kombinierte Positionsänderungen des Beckens

Nach Durchführung der Positionsänderungen des Beckens als reine Drehung, Aufrichtung und Kippung (das Pendel wandert auf der waagrechten und senkrechten Achse des Meßringsystems) wurde die Beckenposition auch in schräger Richtung verändert.

Es lag dabei jeweils gleichzeitig entweder eine Aufrichtung und eine Drehung oder eine Kippung und eine Drehung des Beckens vor.

Je nach der Stellung des Beckens und

Position des Pendels im Meßringsystem wurde eine Einteilung in 4 Quadranten vorgenommen (Abb. 6.6).

Das Pendel bewegt sich dabei auf den die Quadranten durchlaufenden Schrägachsen, ausgehend von der Normal-0-Stellung des Beckens.

Befand sich das Pendel im 1.Quadranten, so lag eine Aufrichtung des Beckens zusammen mit einer Rechtsdrehung vor.

Im 2.Quadranten war die Aufrichtung mit einer Linksdrehung verbunden.

Im 3.Quadranten ergab sich eine Linksdrehung in Verbindung mit einer Beckenkippung und

im 4.Quadranten erfolgte eine Kippung zusammen mit einer Rechtsdrehung.

Bei diesen Positionen war der Aufwand der Einstellung größer. Es wurden daher pro Quadrant in der Regel drei Positionen eingestellt. Auch konnten nicht bei allen Becken exakt die selben Positionen eingestellt werden.

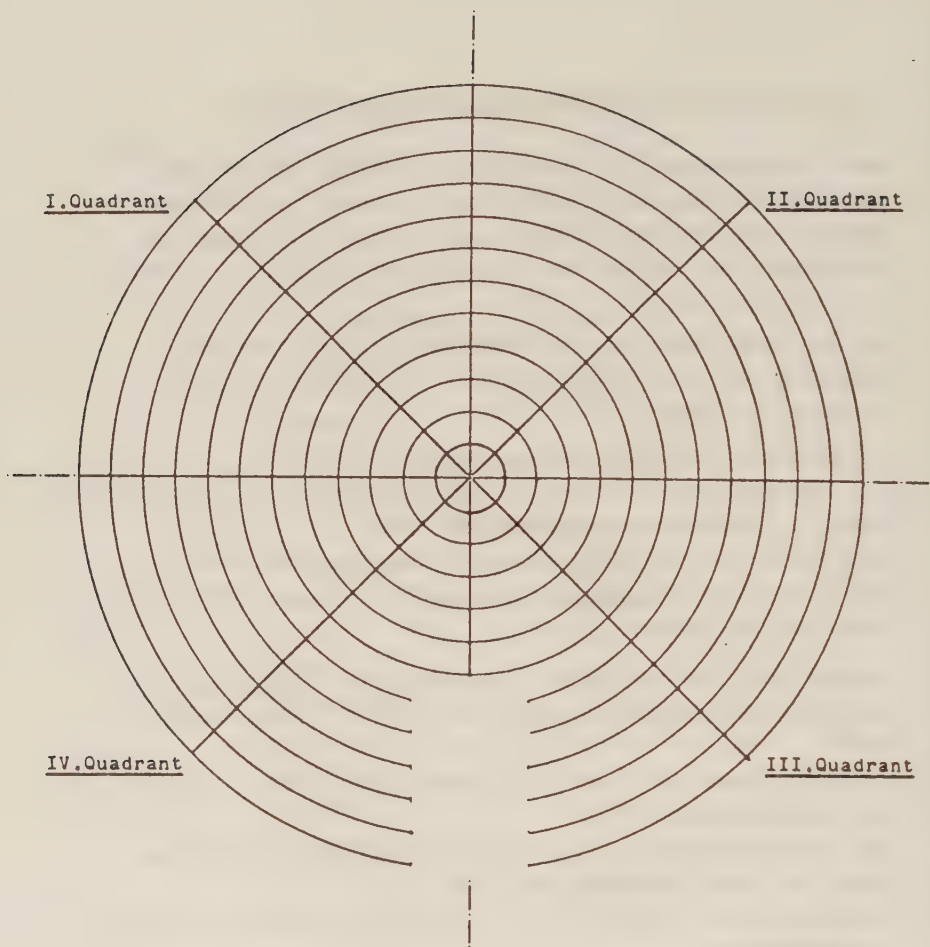


Abb. 6.6 Die Einteilung des Meßringsystems nach Quadranten für die schrägen Einstellungen des Beckens (das Pendel bewegt sich auf den jeweiligen Schrägachsen)

Um die jeweilige Positionsänderung des Beckens in Grad-
einheiten der Drehung und Aufrichtung bzw. Kippung zu
erhalten, wurde eine entsprechende Zerlegung des Pen-
delausschlages auf den Schrägachsen vorgenommen (Abb. 6.7).
Da die Schrägachsen im 45° - Winkel zu den Hauptachsen
angeordnet sind, waren die Winkelgrade von Drehung und
Aufrichtung bzw. Drehung und Kippung jeweils gleich
groß.

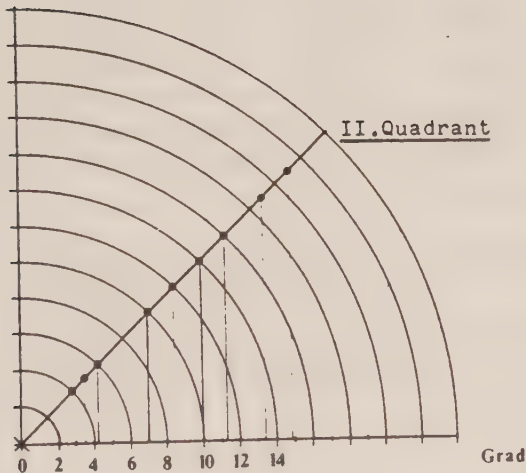


Abb. 6.7 Entsprechung der Pendelstellung im Meßring-
system zum Winkel der Beckenverlagerung in
Grad

Es ergab sich näherungsweise folgender, aus der optischen Darstellung abgeleiteter Zusammenhang zwischen der Pendelstellung im Ringsystem und dem Winkel der Beckenverlagerung in Grad:

Stellung des Pendels auf der Schrägachse eines Quadranten:	Beckenverlagerung in Winkelgraden(ca):
--	---

2	2,8°
2,5 Ringe	3,6°
3 Ringe	4,2°
5 Ringe	7°
6 Ringe	8,4°
7 Ringe	10°
9,5 Ringe	13,4°
10,5 Ringe	14,8°

Entsprechend dem Vorgehen bei der reinen Drehung wurden die Hüftgelenke, die eine gleichartige Positionsänderung durchliefen, zusammengefaßt.

Bei der Drehung und Aufrichtung des Beckens (Beckendrehung nach rechts und links) waren dies jeweils das rechte Hüftgelenk im I.Quadranten und das linke Hüftgelenk im II.Quadranten, die unter der Rubrik "Aufrichtung und Beckendrehung zur gleichen Seite" betrachtet wurden.

Das linke Hüftgelenk im I.Quadranten und das rechte Hüftgelenk im II.Quadranten wurden unter der Rubrik "Aufrichtung und Beckendrehung zur Gegenseite" betrachtet.

Für die Beckenkipfung und Drehung (Drehung wieder nach rechts und links) wurde das rechte Hüftgelenk des IV.Quadranten und das linke Hüftgelenk des III.Quadranten unter der Rubrik "Kippung und Beckendrehung zur gleichen Seite" zusammengefaßt.

Das linke Hüftgelenk des IV.Quadranten und das rechte Hüftgelenk des III.Quadranten wurden unter der Rubrik "Kippung und Beckendrehung zur Gegenseite" betrachtet.

6.2.1 Meßreihe der kombinierten Positionsänderungen des Beckens

Für die kombinierten Positionsänderungen des Beckens wurden folgende Leichen verwendet:

- 1) Leiche (1) der ersten Meßreihe (siehe 6.1.1)
- 2) Leiche (2) der zweiten Meßreihe (siehe 6.1.2)
- 3) Leiche (3) der ersten Meßreihe (siehe 6.1.1)
- 4) Leiche (3) der zweiten Meßreihe (siehe 6.1.2)

7. Ergebnisse

7.1 Auswertungsverfahren

Die Teilgrößen des Hüftwertes sowie der Hüftwert selbst werden in verschiedenen Maßsystemen gemessen (Winkelgrade, Millimeter, Hüftwerteinheiten) und sind daher größenmäßig zunächst nicht miteinander vergleichbar.

Zum Vergleich der Meßwertveränderungen wurde daher jeweils auf das Normalkollektiv der betreffenden Meßgröße abgestellt, welches auch zur Hüftwertberechnung dient (BUSSE 1970).

Bei dem angewendeten Auswertungsverfahren (Abb. 7.1) wird eine Meßgrößenveränderung (d.h. der Wert bei der Positionsänderung des Beckens abzüglich des Wertes bei der Beckenlage in Null-Position) bezogen auf die einfache Standardabweichung dieser Meßgröße im Normalkollektiv der physiologischen Hüftgelenke.

Da nun ein gleiches Maßsystem zugrundeliegt (Standardabweichung im Normalkollektiv) ergeben sich vergleichbare Einheiten. Eine Einheit bedeutet die Änderung der betreffenden Meßgröße durch eine Fehllagerung des Beckens um den Wert der zugrundeliegenden Standardabweichung des jeweiligen Normalkollektives.

In den Graphiken der Abbildungen 7.1 - 7.6 markieren gleiche Symbole mit unterschiedlicher Färbung jeweils die Hüftgelenke einer Leiche.

BECKENDREHUNG ZUR SELBEN SEITE

0° 4° 8° 12° 16° 20°

101

ACM-WINKEL

DEZENTRIERUNGSSTRECKE d

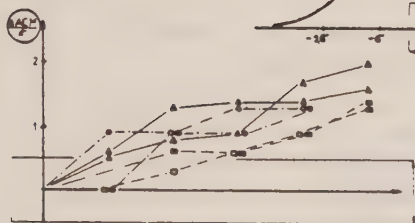
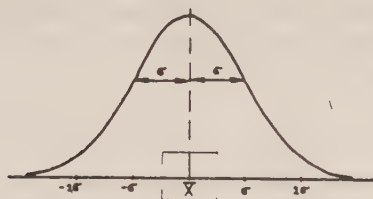
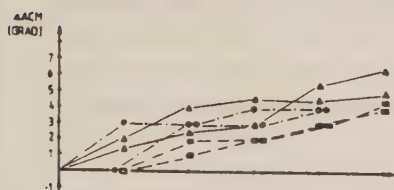
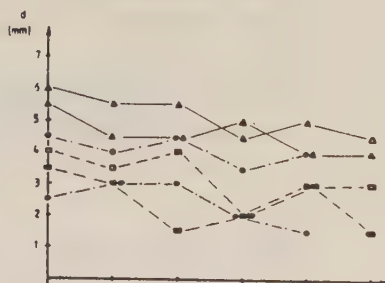
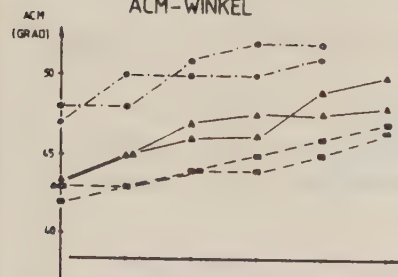


Abb. 7.1 Verschiedene Auswertungsverfahren, beispielhaft angeführt für den ACM-Winkel und die d-Strecke

- a) Absolute Meßwertveränderung
- b) Relative Meßwertveränderung zum Ausgangswert
- c) Relative Meßwertveränderung bezogen auf die einfache Standardabweichung des Normalkollektivs

7.2. Erste Meßreihe (Abb. 7.2 a-d).

7.2.1. Beckendrehung zur selben Seite (Abb. 7.2 a)

(bei Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke betrachtet, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke)

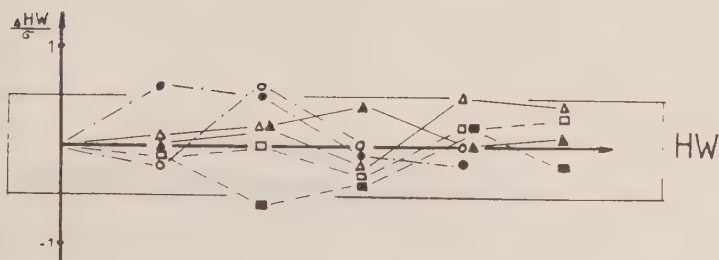
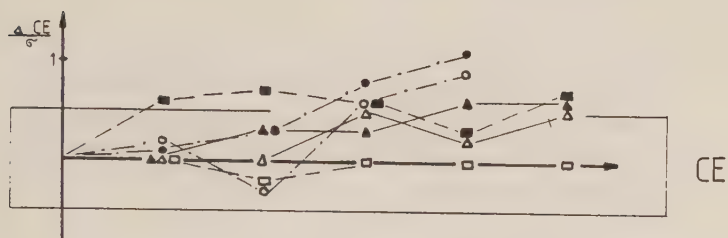
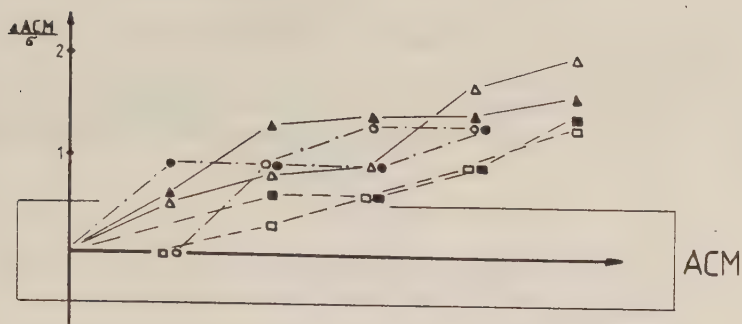
- Der ACM-Winkel vergrößert sich bei zunehmender Drehung deutlich über den Wert der einfachen Standardabweichung hinaus und erreicht Werte bis zur zweifachen Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel vergrößert sich langsamer und erreicht Werte zwischen der halben und der einfachen Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke nimmt leicht ab und erreicht Werte um die einfache, negative Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert schwankt im gesamten Meßbereich um den Ausgangswert und bleibt im Bereich der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs sowohl im Negativen als auch im Positiven.

BECKENDREHUNG ZUR SELBEN SEITE

1.SERIE - 103

Abb. 7.2.a

0° 4° 8° 12° 16° 20°



7.2.2. Beckendrehung zur Gegenseite (Abb. 7.2 b)

(bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke betrachtet, bei Linksdrehung rechte Hüftgelenke)

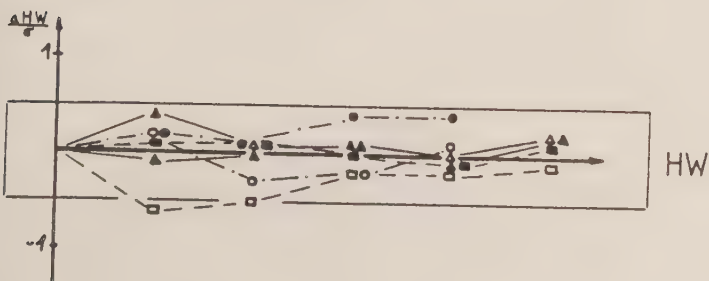
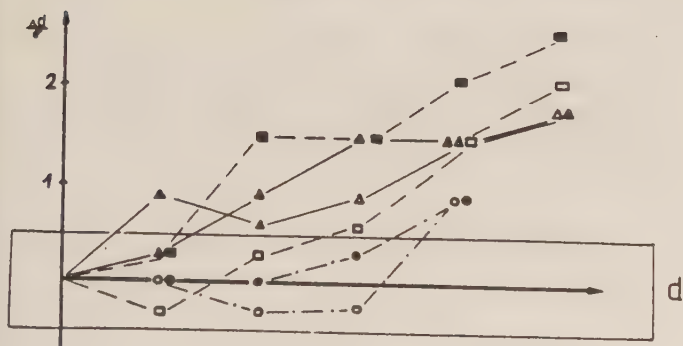
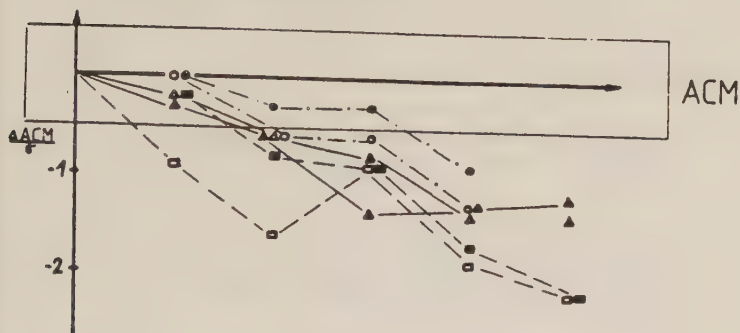
- Der ACM-Winkel nimmt deutlich, zum Teil bis um den zweifachen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs ab.
- Der CE-Winkel schwankt sowohl im positiven als auch im negativen Bereich um den Ausgangswert und bleibt dabei überwiegend im Bereich der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke nimmt deutlich, zum Teil bis über das zweifache der Standardabweichung ihres Normalkollektivs zu.
- Der Hüftwert schwankt sowohl im positiven als im negativen Bereich um den Ausgangswert und bleibt innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENDREHUNG ZUR GEGENSEITE

1. SERIE

- 105 -

Abb. 7.2.6



7.2.3. Beckenkipfung (Abb. 7.2. c).

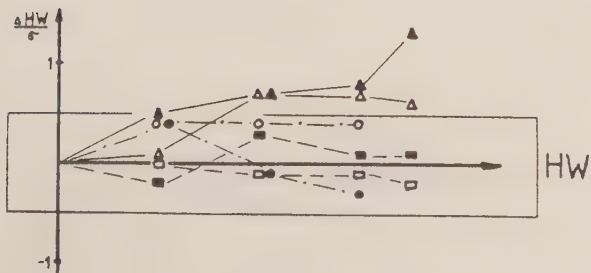
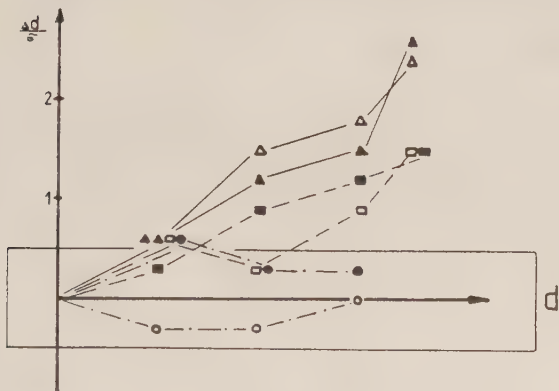
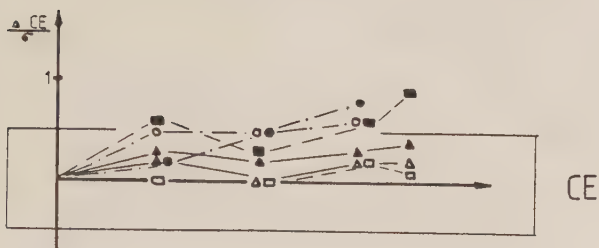
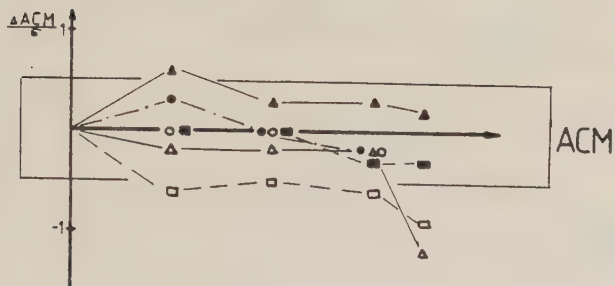
(Verlagerung der Symphyse nach caudal)

- Der ACM-Winkel nimmt leicht ab, zum Teil bis über die halbe Standardabweichung seines Normalkollektivs hinaus.
- Der CE-Winkel nimmt leicht zu, teilweise über die halbe Standardabweichung seines Normalkollektivs hinaus.
- Die d-Strecke nimmt deutlich zu und erreicht Werte über dem zweifachen der Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert bleibt größtenteils im Bereich zwischen der positiven einfachen Standardabweichung und der halben negativen Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENKIPPUNG

1. SERIE

Abb. 7.2.c



7.2.4. Beckenaufrichtung (Abb. 7.2. d).

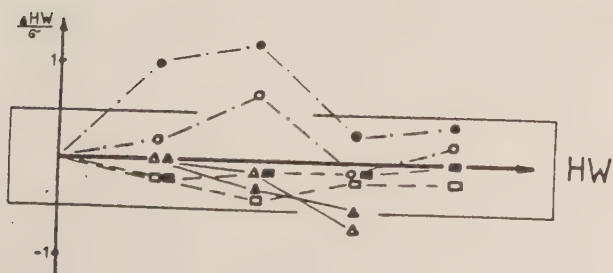
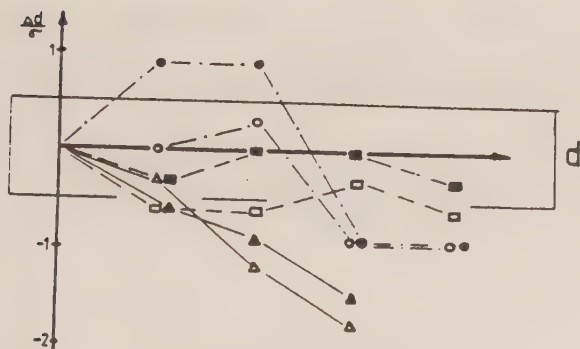
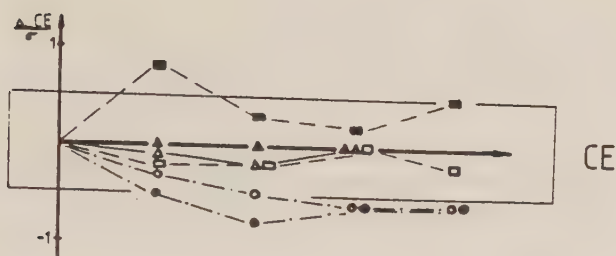
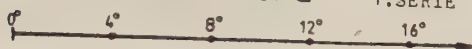
(Verlagerung der Symphyse nach cranial)

- Der ACM-Winkel schwankt, überwiegend innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung des Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Der CE-Winkel zeigt ein ähnliches Verhalten.
- Die d-Strecke zeigt eine deutliche Verkleinerung über den negativen Wert der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs hinaus.
- Der Hüftwert schwankt überwiegend innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.

BECKENAUFRIHTUNG

1. SÉRIE

Abb. 7.2.d



7.3. Zweite Meßreihe (Abb. 7.3 a-d).

7.3.1. Beckendrehung zur selben Seite (Abb. 7.3. a).

(bei Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke betrachtet, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke).

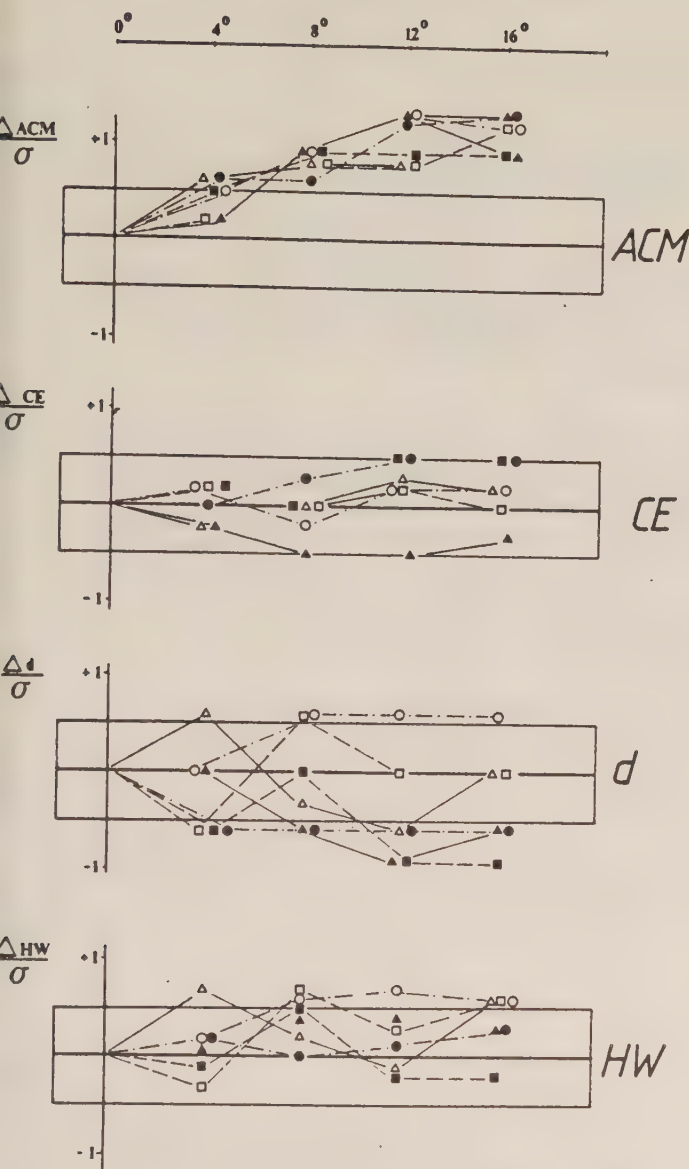
- Der ACM-Winkel vergrößert sich bei zunehmender Drehung deutlich über die einfache Standardabweichung seines Normalkollektivs hinaus.
- Der CE-Winkel schwankt innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke zeigt eine Verkleinerung deutlich über die Grenze der halben Standardabweichung ihres Normalkollektivs hinaus.
- Der Hüftwert geht nur geringfügig über die Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs hinaus.

BECKENDREHUNG ZUR SELBEN SEITE

2.SERIE

- 111 -

Abb. 7.3. a



7.3.2. Beckendrehung zur Gegenseite (Abb. 7.3. b).

(bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke betrachtet, bei Linksdrehung rechte Hüftgelenke).

- Der ACM-Winkel zeigt eine deutliche Abnahme bei zunehmender Drehung bis zum 1,5 bis 2-fachen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel bleibt nahezu innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke zeigt eine deutliche Zunahme bis über den 2-fachen Wert der Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert bewegt sich innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

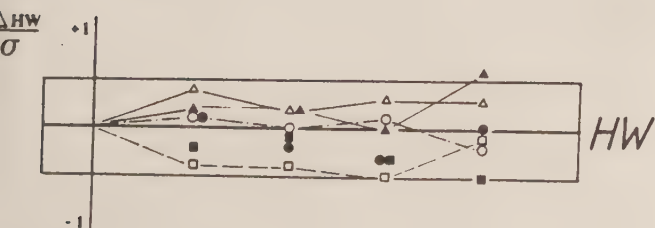
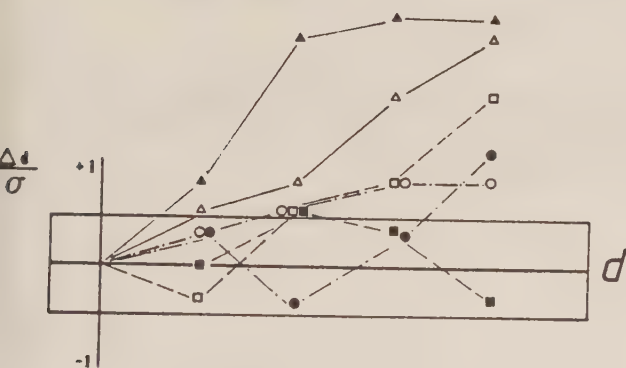
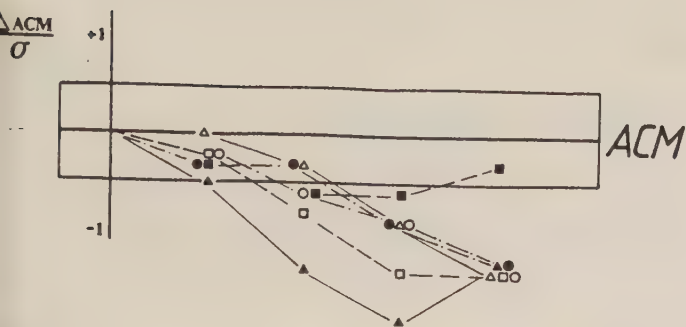
BECKENDREHUNG ZUR GEGENSEITE

2.SERIE

- 113 -



Abb. 7.3. b



7.3.3. Beckenkipfung (Abb. 7.3. c).

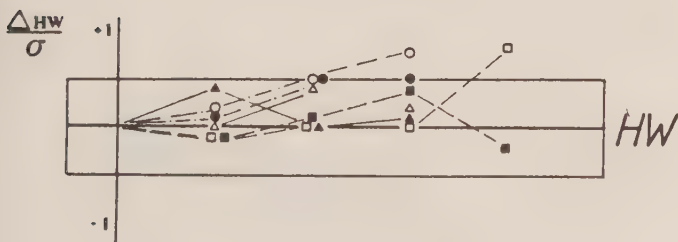
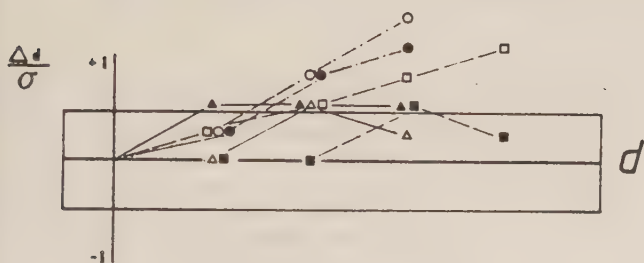
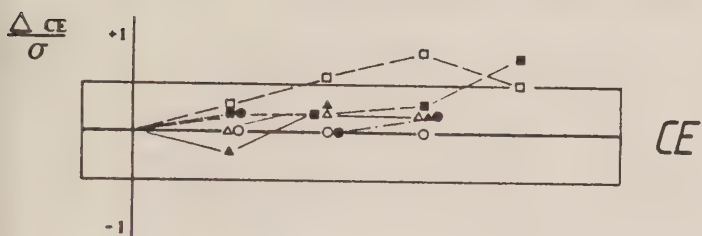
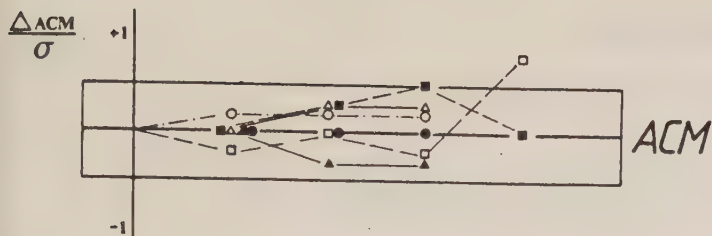
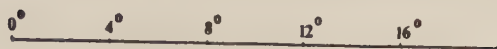
(Verlagerung der Symphyse nach caudal)

- Der ACM-Winkel schwankt größtenteils innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Der CE-Winkel bleibt ebenfalls größtenteils innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke zeigt eine deutliche Zunahme über den Wert der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs hinaus.
- Der Hüftwert bleibt relativ gut innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENKIPPUNG

2.SERIE

Abb. 7.3. c



7.3.4. Beckenaufrichtung (Abb. 7.3. d).

(Verlagerung der Symphyse nach cranial)

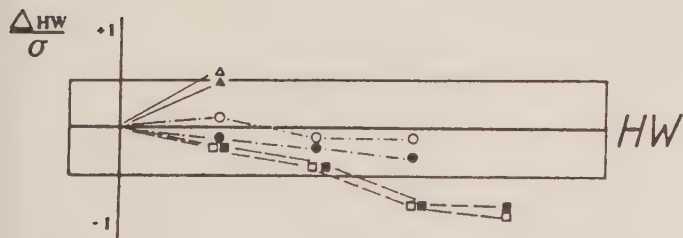
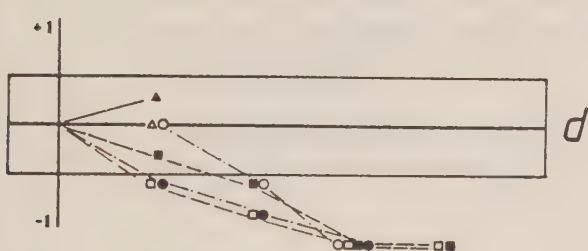
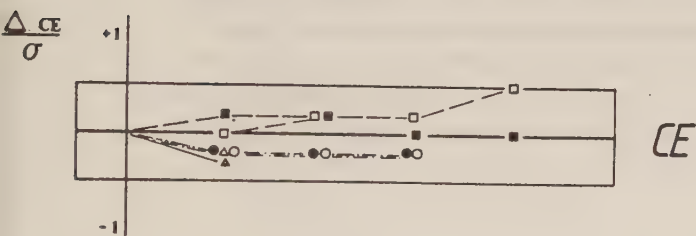
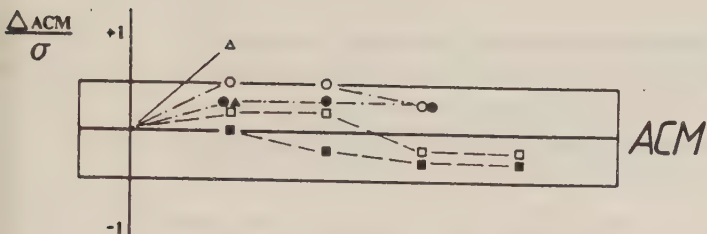
- Der ACM-Winkel schwankt größtenteils innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel zeigt ein ähnliches Verhalten.
- Die d-Strecke zeigt eine deutliche Verkleinerung über die Grenze der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs hinaus.
- Der Hüftwert bleibt innerhalb der Grenzen der einfachen Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENAUFRICHTUNG

2.SERIE

Abb. 7.3. d

0° 4° 8° 12° 16°



7.4 Mittelwerte zur ersten und zweiten Meßreihe

(Abb. 7.4 a - d)

Zur besseren Verdeutlichung der Änderung der Teilgrößen und des Hüftwertes selbst bei diesen Beckenpositionen schien eine gemittelte Betrachtung der Änderung der jeweiligen Größen aus der Untersuchung von 12 Hüftgelenken angebracht.

Die extremen Positionen konnten teils wegen der Weichteilhemmung des Meßgerätes an der Leiche, teils wegen technischer Hindernisse am Schwimmtisch der Röntgenanlage nicht bei allen Untersuchungsgängen erreicht werden (siehe 7.2 und 7.3). Hierauf wird jeweils gesondert hingewiesen.

7.4.1 Beckendrehung zur selben Seite - Mittelwerte (Abb.7.4 a)

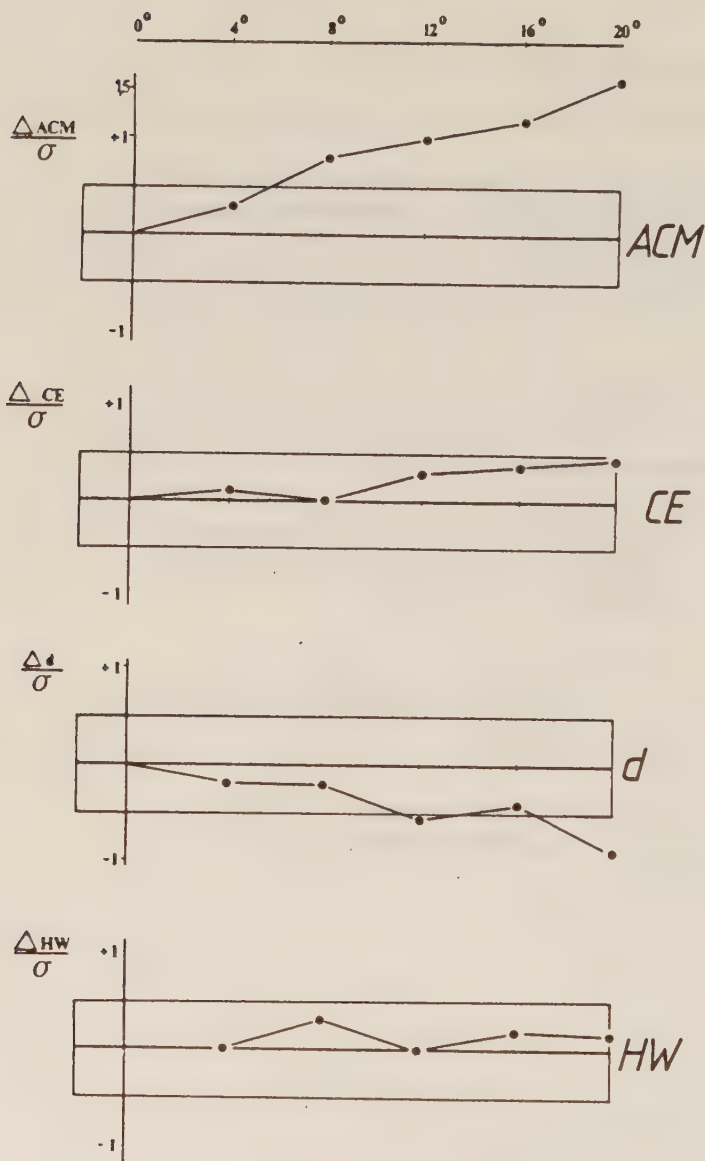
(bei Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke betrachtet, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke)

Der Mittelwert für die 20° - Position wurde aus den Einzeldaten von vier Hüftgelenken bestimmt.

- Der ACM-Winkel nimmt deutlich bis auf das 1 - 1,5fache der Standardabweichung seines Normalkollektivs zu.
- Der CE-Winkel nimmt innerhalb der Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs leicht zu.
- Die d-Strecke nimmt etwas über den negativen Wert der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs ab.
- Der Hüftwert bleibt innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENDREHUNG ZUR SELBEN SEITE (MITTELWERTE)

Abb. 7.4 a



7.4.2 Beckendrehung zur Gegenseite- Mittelwerte (Abb.7.4 b)

(bei der Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke betrachtet, bei der Linksdrehung rechte Hüftgelenke)

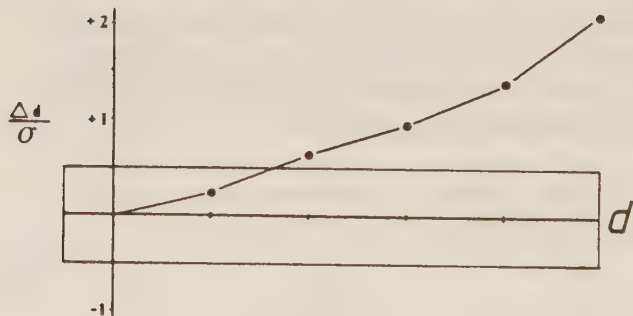
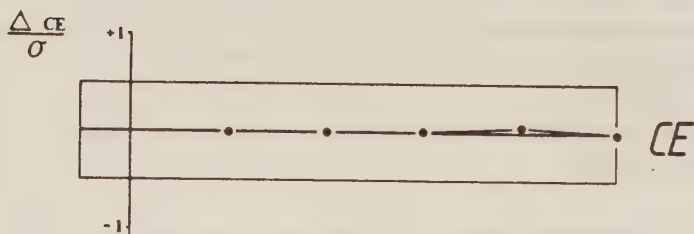
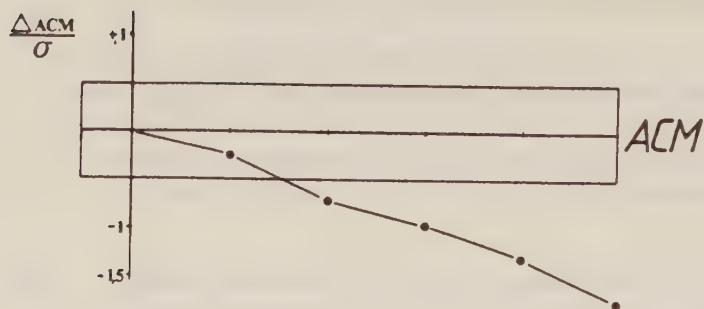
Der Mittelwert für die 20° - Position wurde aus den Einzeldaten von vier Hüftgelenken bestimmt.

- Der ACM-Winkel fällt im Verlauf der Drehung deutlich bis auf etwa den 1,5fachen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs in den negativen Bereich ab.
- Der CE-Winkel schwankt sehr wenig um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke nimmt deutlich bis etwa auf das zweifache der Standardabweichung ihres Normalkollektivs zu. Auffallend ist hier die fast spiegelbildliche Zunahme im Gegensatz zu einer Abnahme des ACM-Winkels.
- Der Hüftwert bleibt im gesamten Meßbereich nahezu am Ausgangswert.

BECKENDREHUNG ZUR GEGENSEITE (MITTELWERTE)

Abb. 7.4 b

0° 4° 8° 12° 16° 20°



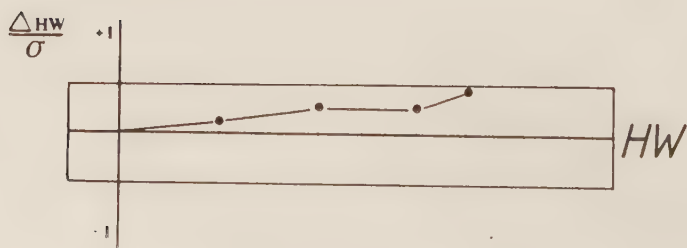
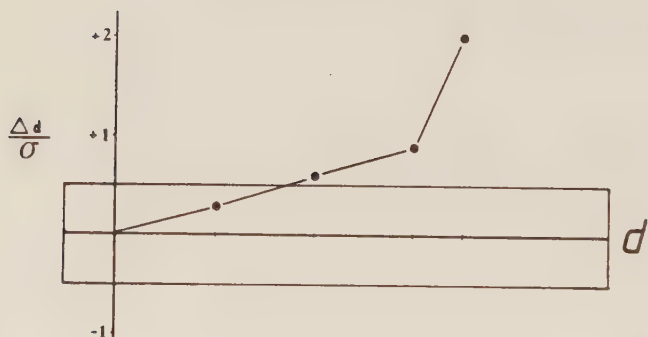
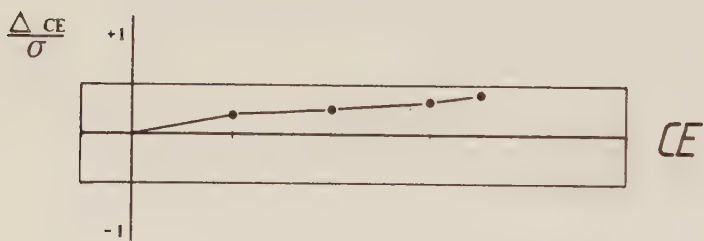
7.4.3 Beckenkipfung - Mittelwerte (Abb. 7.4 c)

(Verlagerung der Symphyse nach caudal)

Der Mittelwert für die 14° - Position wurde aus den Einzeldaten von vier Hüftgelenken bestimmt.

- Der ACM-Winkel verringert sich bei Positionen über 10° Kippung leicht innerhalb der Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel steigt langsam bis fast zur oberen Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs an.
- Die d-Strecke steigt deutlich bis zum 1.- 2fachen der Standardabweichung ihres Normalkollektivs an.
- Der Hüftwert steigt langsam an, bleibt aber innerhalb der Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

0° 4° 8° 12° 14°



7.4.4 Beckenaufrichtung - Mittelwerte (Abb. 7.4 d)

(Verlagerung der Symphyse nach cranial)

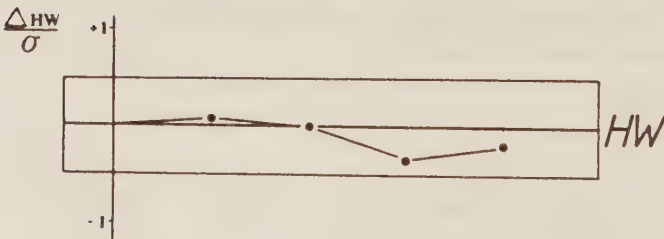
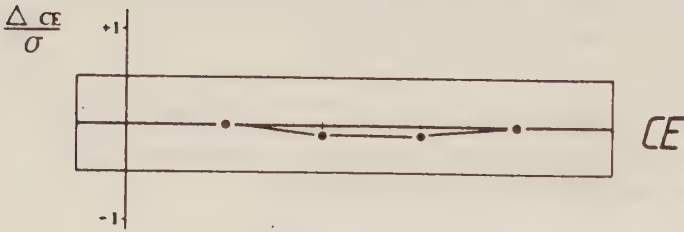
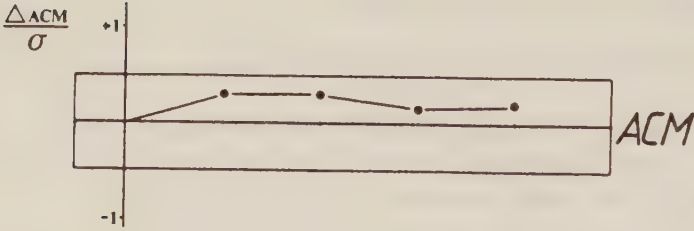
Bei diesen Positionen wirkt sich die Weichteilhemmung gegen das Meßgerät an der Leiche anders aus. Daher konnten bis 4° alle 12 Hüftgelenke, bis einschließlich der 12° Position 10 Hüftgelenke und bei der 16° Position nur 6 Hüftgelenke betrachtet werden.

- Der ACM-Winkel nimmt leicht zu, bleibt aber innerhalb der Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel schwankt gering um seinen Ausgangswert.
- Die d-Strecke nimmt deutlich ab bis etwa zum einfach negativen Wert der Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert schwankt im gesamten Meßbereich um den Ausgangswert und bleibt innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENAUFRICHTUNG (MITTELWERTE)

Abb. 7.4 d

0° 4° 8° 12° 16°



7.5 Kombinierte Positionsänderungen des Beckens (Abb.7.5 a-d)

7.5.1 Beckenaufrichtung und - Drehung zur selben Seite

(Abb. 7.5 a)

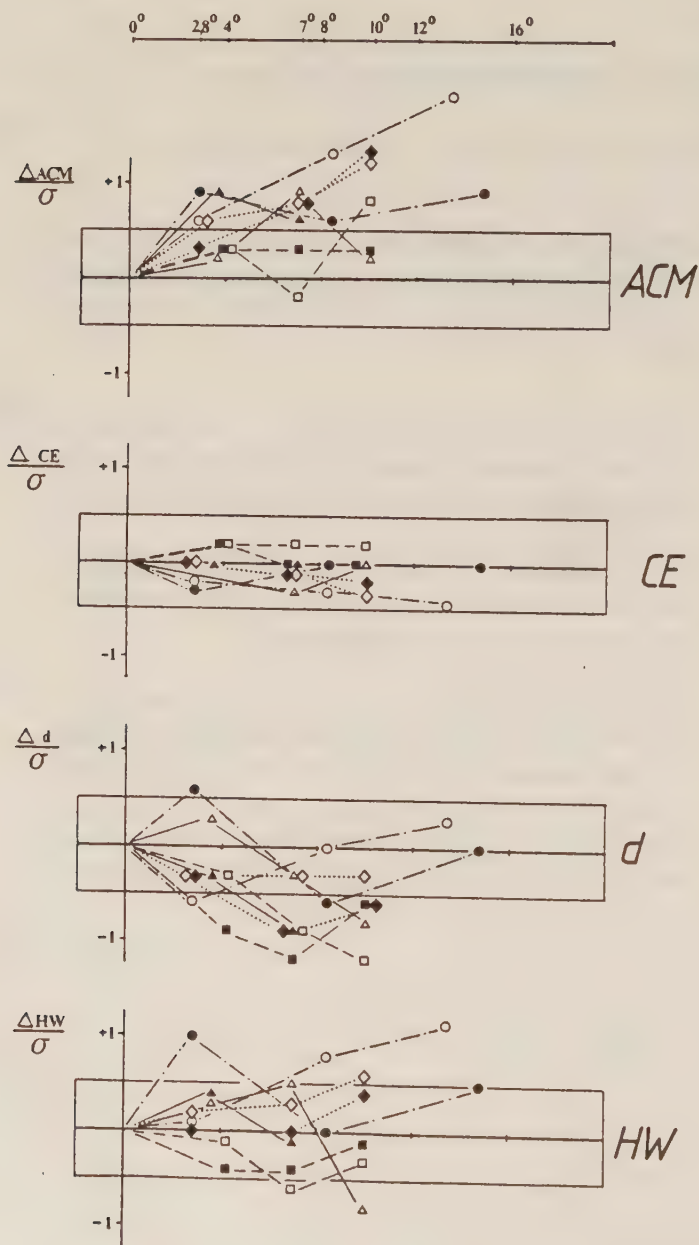
(Verlagerung der Symphyse nach cranial bei gleichzeitiger Beckendrehung; für Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke betrachtet)

- Der ACM-Winkel nimmt deutlich zu und überschreitet die einfache Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Der CE-Winkel schwankt innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke nimmt deutlich ab bis etwa zur unteren Grenze der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert schwankt überwiegend in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.

BECKENAUFRICHTUNG UND DREHUNG ZUR SELBEN SEITE

- 128 -

Abb. 7.5 a



7.5.2 Beckenaufrichtung und -Drehung zur Gegenseite

(Abb. 7.5 b).

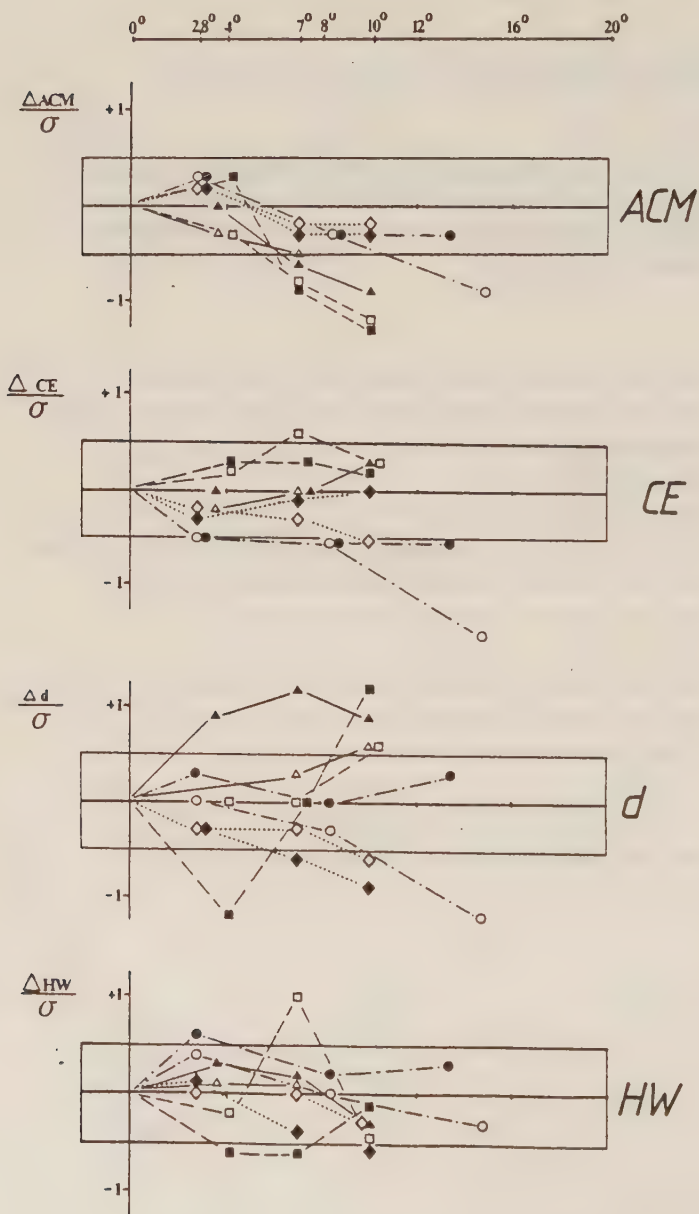
(Verlagerung der Symphyse nach cranial bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke, bei Linksdrehung rechte Hüftgelenke betrachtet).

- Der ACM-Winkel zeigt eine deutliche Abnahme bis über die untere Grenze der einfachen Standardabweichung seines Normalkollektivs ins Negative.
- Der CE-Winkel schwankt größtenteils in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke schwankt indifferent etwa in den Grenzen der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert bleibt weitgehend in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENAUFRICHTUNG UND DREHUNG ZUR GEGEN- SEITE

- 130 -

Abb. 7.5 b



7.5.3 Beckenkipfung und -Drehung zur selben Seite

(Abb. 7.5 c)

(Verlagerung der Symphyse nach caudal bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke betrachtet).

- Der ACM-Winkel nimmt deutlich über die Grenze der einfachen Standardabweichung seines Normalkollektivs zu.
- Der CE-Winkel steigt über die Größe der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs an.
- Die d-Strecke nimmt deutlich, teilweise bis über die Größe der einfachen Standardabweichung ihres Normalkollektivs zu.
- Der Hüftwert nimmt bis zur einfachen Standardabweichung zu, bleibt aber überwiegend in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENKIPPUNG UND DREHUNG ZUR SELBEN SEITE

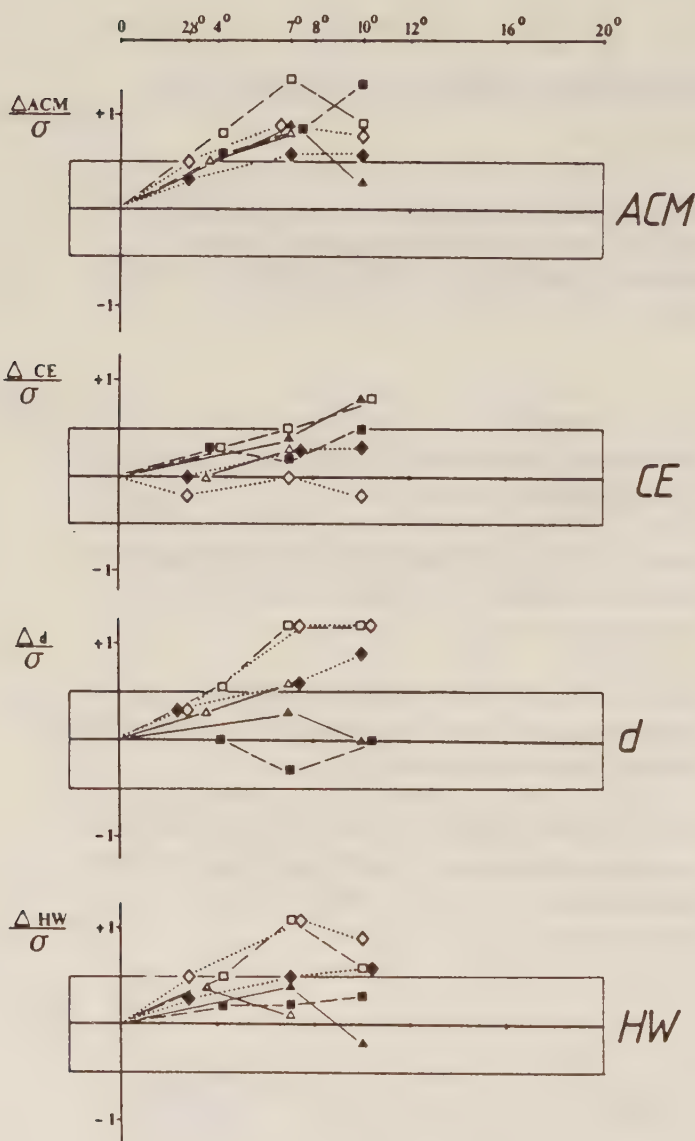


Abb. 7.5 c

7.5.4 Beckenkipfung und -Drehung zur Gegenseite

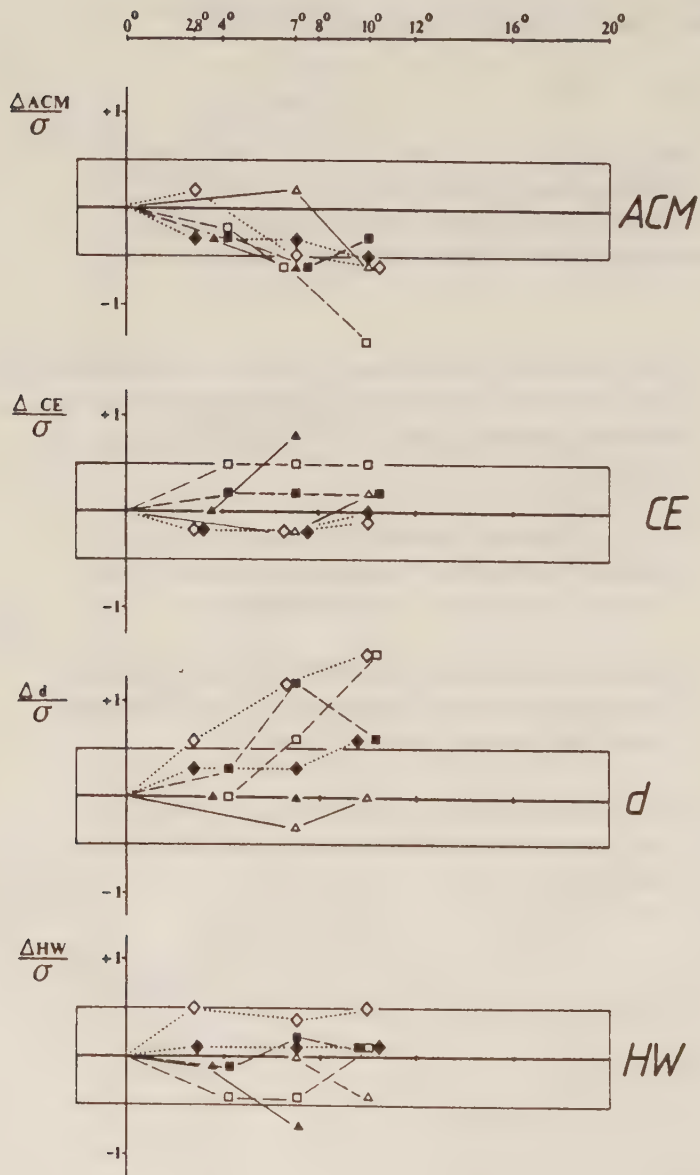
(Abb. 7.5 d)

(Verlagerung der Symphyse nach caudal bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke, bei Linksdrehung rechte Hüftgelenke betrachtet)

- Der ACM-Winkel zeigt eine deutlich abnehmende Tendenz über die halbe Standardabweichung seines Normalkollektivs hinaus.
- Der CE-Winkel schwankt größtenteils in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke nimmt deutlich bis auf etwa die 1,5fache Größe der Standardabweichung ihres Normalkollektivs zu.
- Der Hüftwert bleibt gut innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENKIPPUNG UND DREHUNG ZUR GEGENSEITE

Abb. 7.5 d



7.6 Kombinierte Positionsänderungen des Beckens

(Abb. 7.6 a - d)

Obwohl es hier, wie schon unter 6.2 ausgeführt, nicht möglich war bei allen untersuchten Becken exakt die gleichen Positionen einzustellen, schien es doch auch angebracht, zur Verdeutlichung des Trends der Änderung einer jeweiligen Größe, eine gemittelte Betrachtung vorzunehmen.

Es wurden daher bei den Positionen, bei denen die Mehrzahl der Hüftgelenke gemessen werden konnten, nämlich bei $2,8^{\circ}$, 7° und 10° Beckenverlagerung die Mittelwerte bestimmt.

7.6.1 Beckenaufrichtung und Drehung zur selben Seite

(Abb. 7.6 a)

(Verlagerung der Symphyse nach cranial bei gleichzeitiger Beckendrehung; für Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke, bei Linksdrehung linke Hüftgelenke betrachtet).

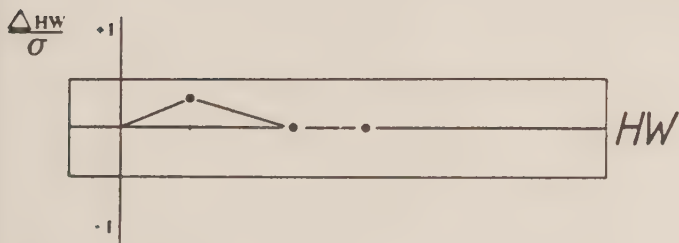
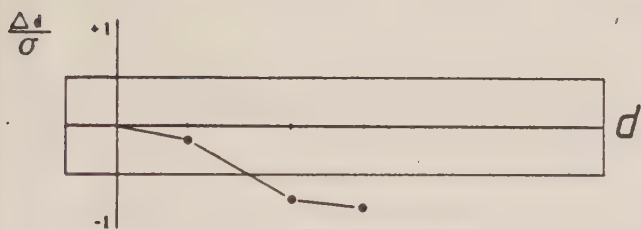
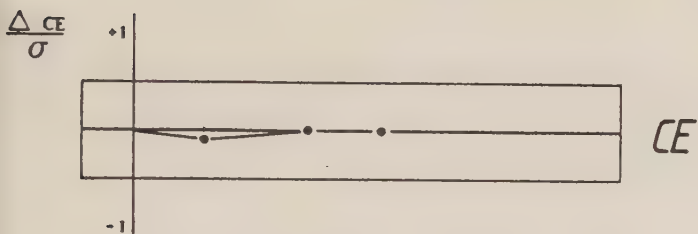
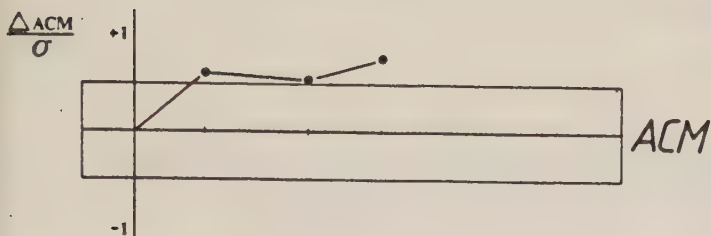
- Der ACM-Winkel nimmt etwa um das 3/4-fache der Standardabweichung seines Normalkollektivs zu.
- Der CE-Winkel verändert sich kaum vom Ausgangswert weg.
- Die d-Strecke nimmt deutlich bis nahe an die einfache, negative Standardabweichung ihres Normalkollektivs hin ab.
- Der Hüftwert verändert sich kaum vom Ausgangswert weg.

BECKENAUFRICHTUNG UND DREHUNG ZUR SELBEN SEITE (MITTELWERTE)

- 137

Abb. 7.6 a

0° 2,8° 7° 10°



7.6.2 Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite- Mittelwerte

(Abb. 7.6 b)

(Verlagerung der Symphyse nach cranial bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke, bei Linksdrehung werden rechte Hüftgelenke betrachtet)

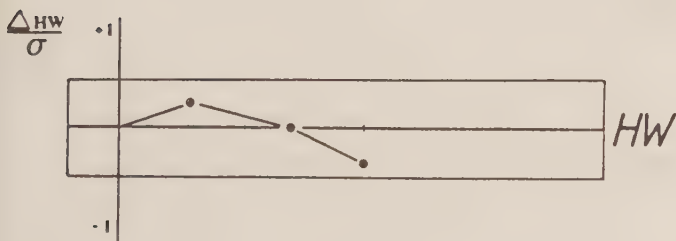
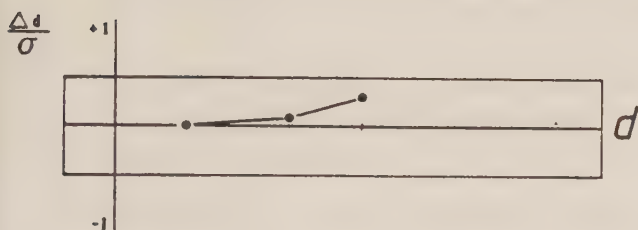
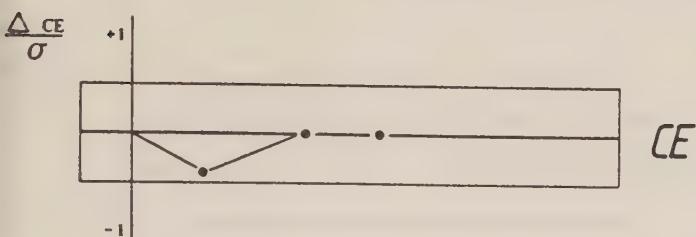
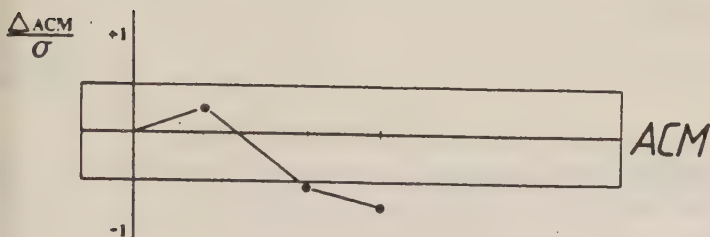
- Der ACM-Winkel schwankt zunächst um den Ausgangswert und nimmt dann bis etwa zum 0,75-fachen negativen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs ab.
- Der CE-Winkel schwankt gering um den Ausgangswert.
- Die d-Strecke nimmt leicht zu, bleibt aber innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung ihres Normalkollektivs.
- Der Hüftwert schwankt gering um den Ausgangswert, bleibt aber innerhalb der Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENAUFRICHTUNG UND DREHUNG ZUR GEGEN- SEITE (MITTELWERTE)

- 139 -

0° 2,8° 7° 10°

Abb. 7.6 b



7.6.3 Beckenkipfung und Drehung zur selben Seite
Mittelwerte

(Abb. 7.6 c)

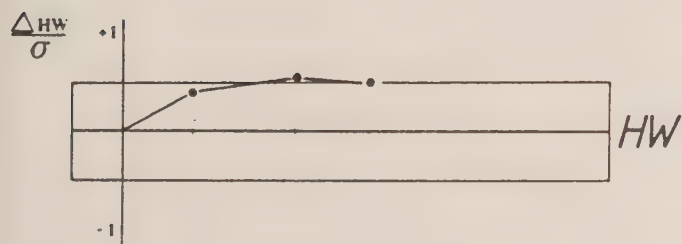
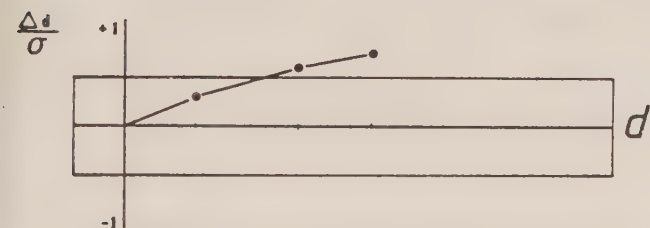
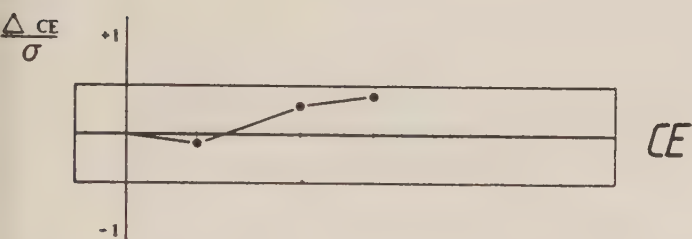
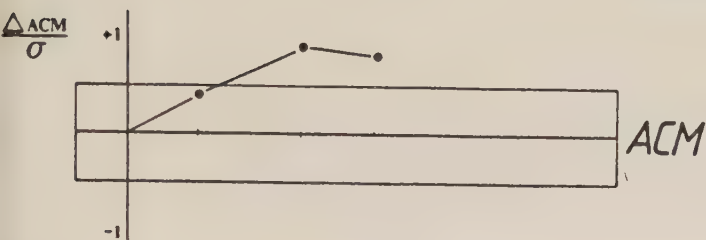
(Verlagerung der Symphyse nach caudal bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden rechte Hüftgelenke, bei Linksdrehung werden linke Hüftgelenke betrachtet)

- Der ACM-Winkel nimmt deutlich bis zum 0,8fachen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs zu.
- Der CE-Winkel nimmt deutlich zu, bleibt aber in den Grenzen der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke nimmt bis zum 0,75fachen Wert der Standardabweichung ihres Normalkollektivs zu.
- Der Hüftwert vergrößert sich etwa bis zur halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.

BECKENKIPPUNG UND DREHUNG ZUR SELBEN SEITE (MITTELWERTE)

0° 2.8° 7° 10°

Abb. 7.6 c



7.6.4 Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite

Mittelwerte

(Abb. 7.6. d)

(Verlagerung der Symphyse nach caudal bei gleichzeitiger Beckendrehung; bei Rechtsdrehung werden linke Hüftgelenke, bei Linksdrehung werden rechte Hüftgelenke betrachtet).

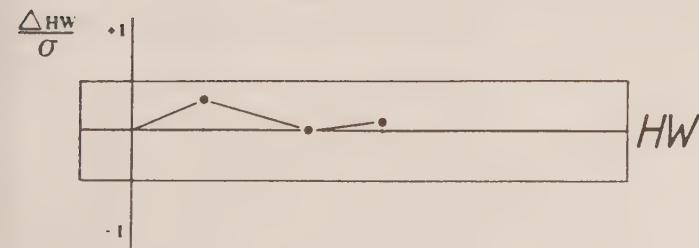
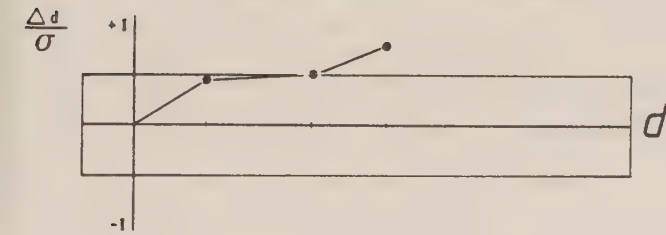
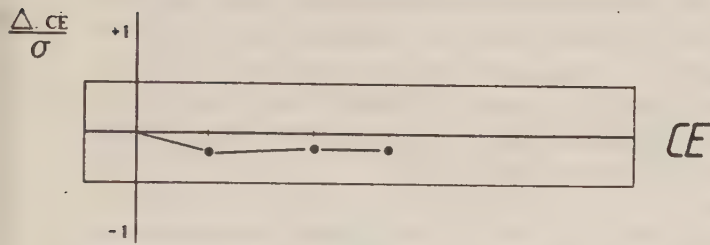
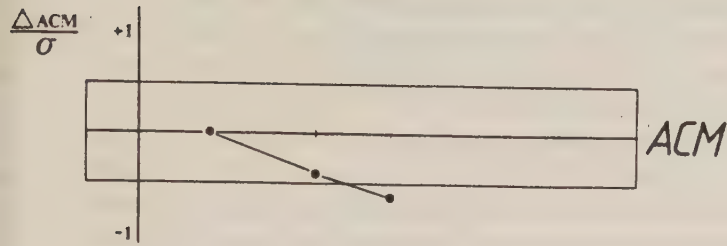
- Der ACM-Winkel nimmt deutlich, bis zum 0,65fachen negativen Wert der Standardabweichung seines Normalkollektivs ab.
- Der CE-Winkel verringert sich leicht, bleibt aber in der Grenze der halben Standardabweichung seines Normalkollektivs.
- Die d-Strecke nimmt deutlich über die Grenze der halben Standardabweichung ihres Normalkollektivs hin zu.
- Der Hüftwert schwankt gering um den Ausgangswert.

BECKENKIPPUNG UND DREHUNG ZUR GEGENSEITE

(MITTELWERTE)

0° 28° 7° 10°

Abb. 7.6 d



8. Diskussion der Ergebnisse

Die veränderte Abbildung der Meßgrößen des Hüftwerts bei unterschiedlichen Beckenpositionen ergibt sich aus der Summe der bei den einzelnen Beckenpositionen einwirkenden Einflüsse, von denen hier im wesentlichen zwei zu nennen sind:

- 1) Die sich aus der Geometrie der Zentralprojektion ergebenden Faktoren, beispielsweise die Änderung eines Winkels bei verschiedenen Neigungspositionen des Beckens zur Bildebene, etwa das Abnehmen des Pfannendachwinkels bei Drehung des Beckens auf die Seite des betrachteten Hüftgelenkes (TÖNNIS 1981) bzw. das Zunehmen des Winkels auf der Gegenseite (siehe auch unter 4.2.3.1.3.).
- 2) Die aus der durch die Beckenverlagerung verändert abgebildeten Beckenmorphologie sich ergebenden Faktoren, beispielsweise die Änderung der Abbildung des Pfannendaches. Bei entsprechender Seiddrehung kommen auf jeder Seite vermehrt andere Anteile des Pfannendaches zur Darstellung als auf der anderen Seite.

Da diese Faktoren gleichzeitig auftreten, ist eine Abgrenzung schwer und nur selten möglich.

8.1. Das Verhalten des ACM-Winkels bei unterschiedlichen Beckenpositionen

8.1.1. Positionsveränderungen auf der vertikalen und horizontalen Beckenachse

Wie sich aus den Mittelwerten zum ACM-Winkel ersehen läßt (Abb. 7.4.a), ist seine Größenzunahme bei der Beckendrehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckendrehung zur selben Seite) in etwa gleich der Größenabnahme bei der Betrachtung des Hüftgelenkes auf der Gegenseite der Drehrichtung (Beckendrehung zur Gegenseite, Abb. 7.4 b).

Bei 20° Beckendrehung wird etwa die 1,5-fache s-Grenze erreicht, was einer durchschnittlichen Zunahme des Winkels von 4,8° entspricht (BUSSE 1970). Der Wert des ACM-Winkels würde sich auf 49,8° erhöhen und das Hüftgelenk zumindest als dysplasieverdächtig, wenn nicht gar als dysplastisch angesehen werden (BRÜCKL 1972, BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972).

Bei 12° - Drehung ist sowohl beim ACM-Winkel auf der Seite der Drehrichtung als auch auf der Gegenseite der Drehrichtung die einfache s-Grenze erreicht, die den Wert des Winkels vom Normalwert eines gesunden Hüftgelenkes mit 45° um 3,2° auf 48,2° erhöht und ihn damit nahe an den pathologischen Bereich heranbringt. Dieser beginnt mit 49° (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972). Im Sinne einer möglichst genauen und sicheren Diagnostik ist die einfache s-Grenze daher als Ausschlußgrenzwert anzusehen.

Bei der Beckenaufrichtung (Symphyse nach cranial) von 12° bzw. 16° ist im Mittel eine leichte Zunahme des ACM-Winkels auf 0,2 s zu ersehen. Dies entspricht einer mittleren Zunahme des Winkels um ca. $0,1^\circ$. Somit bleibt der Einfluß einer Beckenaufrichtung dieser Größenordnung etwa im Bereich der Meßungenauigkeit, die sich beim ACM-Winkel auf 1° beläuft (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972).

Eine Beckenkipfung (Symphyse nach caudal) bis 12° läßt den ACM-Winkel im Mittel ohne Größenänderung (Abb. 7.4 c). Bei 14° - Kippung ist eine leichte Abnahme des Winkelwertes auf -0,25 s festzustellen, die damit ebenfalls in der Größenordnung von 1° und somit im Bereich der Meßungenauigkeit liegt.

Insofern läßt sich die Feststellung von Idelberger (1952) bestätigen, daß der ACM-Winkel gegen Beckenkipfungen "nach vorn oder hinten" unempfindlich ist.

8.1.2. Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens

Bei den kombinierten Positionsänderungen als Aufrichtung und Drehung des Beckens zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Aufrichtung und Drehung zur gleichen Seite) erfährt der ACM-Winkel im Mittel bei 10° Seiddrehung und 10° Aufrichtung eine Größenzunahme von durchschnittlich 0,75 s bzw. $2,4^\circ$ (Abb. 7.6 a).

Bei der Betrachtung des Hüftgelenkes auf der Gegenseite der Drehrichtung ergibt sich bei gleichzeitiger Aufrichtung und Drehung des Beckens (Aufrichtung und Drehung zur Gegenseite) um je 10° eine mittlere Größenabnahme des ACM-Winkels um 0,75 s entsprechend $2,4^\circ$ im Verhältnis zum Ausgangsmittelwert (Abb. 7.6 b).

Die Änderungen des ACM-Winkels bei Beckenaufrichtung und Drehung zur gleichen Seite des betrachteten Hüftgelenkes liegen bei je 10° Beckenaufrichtung und Beckendrehung noch innerhalb der einfachen s-Grenze. Sie tragen jedoch mit der Größenzunahme von $2,4^\circ$ bei Betrachtung des Hüftgelenkes auf der Seite der Drehrichtung und einer gleichgroßen Abnahme

beim Hüftgelenk auf der Gegenseite der Drehrichtung nicht mehr zu einer sicheren Diagnosestellung bei.

Bei der Beckenkipfung und gleichzeitigen Drehung des Beckens zur selben Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckenkipfung und Drehung zur selben Seite) erfährt der ACM-Winkel im Mittel bei 10° Drehung und Kippung eine Größenzunahme von 0,8 s entsprechend einer Gradzunahme von $2,6^\circ$ (Abb. 7.6 c).

Bei der Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite) erfährt der ACM-Winkel im Mittel bei 10° Drehung und Kippung eine Größenabnahme von 0,6 s, entsprechend einer Gradabnahme von $1,9^\circ$ (Abb. 7.6 d).

Auch diese Winkelveränderungen sind einer sicheren Diagnosestellung nicht dienlich.

3.1.3 Zusammenstellung der durchschnittlichen Änderung des ACM - Winkels bei jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung (teilweise aus der Grafik entnommen).

Beckenverlagerung	Durchschnittliche Änderung des ACM-Winkels	
10° Beckendrehung zur gleichen Seite	+0,9 s	+2,9°
10° Beckendrehung zur Gegenseite	-0,85 s	-2,7°
10° Beckenaufrichtung	+0,2 s	+0,6°
10° Beckenkipfung	----	----
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur gleichen Seite	+0,75 s	+2,4°
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur Gegenseite	-0,75 s	-2,4°
10° Beckenkipfung und 10° Drehung zur gleichen Seite	+0,8 s	+2,6°
10° Beckenkipfung und 10° Drehung zur Gegenseite	-0,6 s	-1,9°
Standardabweichung des ACM-Winkels (gesundes Hüftgelenk BUSSE, 1972).	± 1 s	± 3,2°

Zusammenfassend läßt sich zum Verhalten des ACM - Winkels bei Beckenverlagerungen feststellen, daß er am empfindlichsten auf Seitverdrehungen des Beckens um dessen vertikale Achse reagiert und am unempfindlichsten gegenüber Kippung und Aufrichtung um die horizontale Beckenachse ist. Gegenüber Beckenverlagerungen auf den Schrägachsen reagiert er im untersuchten Bereich erheblich empfindlich, wodurch wieder die Beeinflußbarkeit des ACM-Winkels durch Seitverdrehungen des Beckens bestätigt wird.

Wie die durchschnittlichen Änderungen des ACM - Winkels zeigen, ist im Sinne einer zuverlässigen Diagnostik bereits eine Beckenverlagerung von 12° (außer Aufrichtung u. Kippung) als ausschließender Wert anzusehen und lediglich eine Verlagerung bis 8° zu tolerieren.

8.2 Das Verhalten des CE-Winkels bei unterschiedlichen Beckenpositionen

8.2.1 Positionsveränderungen auf der vertikalen und horizontalen Beckenachse

Bei der Betrachtung des Hüftgelenkes auf der gleichen Seite der Drehrichtung (Beckendrehung zur gleichen Seite) ist beim CE-Winkel im Mittel eine leichte Zunahme bis ca. 0,5 s bei einer Drehung von 20° festzustellen (Abb. 7.4 a). Dies entspricht einer Zunahme des CE-Winkels im Mittel auf ca. $3,2^{\circ}$. Hierzu ist anzumerken, daß im Gegensatz zum ACM-Winkel nach BUSSE (1970) sogar relativ große Unterschiede beim CE-Winkel nur geringe Konsequenzen für die Funktion des Gelenkes haben. Beispielsweise macht ein 5 %iger Unterschied beim CE-Winkel nur einen 3 %igen Unterschied in der Pfannenausnutzung aus (BUSSE 1970). Die Mittelwertkurven zum CE-Winkel zeigen bei der Betrachtung des Hüftgelenkes auf der Gegenseite der Drehrichtung (Beckendrehung zur Gegenseite) keine wesentliche Veränderung des CE-Winkelwerts während der gesamten Drehung bis 20° (Abb. 7.4 b).

Bis auf geringe Abnahmen des Winkelwertes in der Mitte des untersuchten Bereiches bleibt der CE-Winkel auch bei der Beckenaufrichtung im Mittel nahezu unverändert zum Ausgangswert.

Bei der Beckenkipfung zeigt der CE-Winkel im Mittel eine stetige Zunahme bis zu 0,4 s entsprechend $2,6^{\circ}$ bei 14° -Kippung. Die Spanne der Meßungenauigkeit geht beim CE-Winkel bis 2° (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972), somit ist die Änderung des CE-Winkels von $2,6^{\circ}$ bei 14° -Beckenkipfung als relativ gering anzusehen.

8.2.2 Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens

Bei der Beckenaufrichtung und gleichzeitiger Drehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes bis zu jeweils 10° erfährt der CE - Winkel im Mittel keine wesentliche Änderung bezogen auf den Ausgangswert (Abb. 7.6 a). Auch bei Beckenaufrichtung und gleichzeitiger Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes bis zu je 10° erfährt der CE - Winkel im Mittel außer einer anfänglichen geringen Abnahme in den Endwerten keine wesentliche Änderung (Abb. 7.6 b).

Bei der stufenweisen Beckenkipfung und Drehung zur gleichen Seite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° ergibt sich beim CE - Winkel im Mittel eine leichte Größenzunahme auf 0,4 s, entsprechend $2,6^\circ$ (Abb. 7.6 c).

Die Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° ergibt eine leichte Abnahme des CE - Winkels um ca. 0,2 s entsprechend $1,3^\circ$ Winkeländerung, was jedoch im Bereich der Meßgenauigkeit liegt (Abb. 7.6 d).

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß der CE - Winkel gegenüber Beckenverlagerungen im untersuchten Bereich allgemein recht unempfindlich ist. Eine Abweichung in der Größe der halben Standardabweichung im Mittel wird in der gesamten Untersuchung nur einmal erreicht, nämlich bei der Beckendrehung zur gleichen Seite des betrachteten Hüftgelenkes. Insofern kann der CE - Winkel hinsichtlich der Stabilität gegenüber Beckenverlagerungen wohl mit dem Hüftwert konkurrieren, er muß aber wegen seiner geringeren Aussagefähigkeit bzw. seines geringeren Informationsgehaltes hinter dem Hüftwert zurückstehen.

8.2.3 Zusammenstellung der Änderung des CE-Winkels bei
jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung im
Mittel (teilweise aus der Grafik entnommen)

Beckenverlagerung	Änderung des CE - Winkels	
10° Beckendrehung zur gleichen Seite	+0,5 s	+3,2°
10° Beckendrehung zur Gegenseite	----	----
10° Beckenaufrichtung	----	----
10° Beckenkipfung	+0,4 s	+2,6°
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur gleichen Seite	----	----
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur Gegenseite	----	----
10° Beckenkipfung und 10° Drehung zur gleichen Seite	+0,4 s	+2,6°
10° Beckenkipfung und 10° Drehung zur Gegenseite	-0,2 s	-1,3°
Standardabweichung des CE - Winkels (gesundes Hüftgelenk; BUSSE, 1972)	± 1 s	± 6,5°

8.3. Das Verhalten der d-Strecke bei unterschiedlichen Beckenpositionen

8.3.1 Positionsveränderungen auf der vertikalen und horizontalen Beckenachse

Aus den Kurven der Mittelwerte zur d - Strecke läßt sich bei Beckendrehung und Betrachtung des Hüftgelenkes auf der Seite der Drehrichtung (Beckendrehung zur selben Seite) eine deutliche Abnahme der d - Strecke bei einer Drehung von 20° auf $0,9^\circ$ im Mittel feststellen. Dies entspricht einer Abnahme der d - Strecke um 1,5 mm (Abb.7.4.a). Bei einer Meßgenauigkeit von 1 mm bei d - Streckenmessungen (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS, 1972) und einem s - Wert von 1,7 mm ist diese Änderung als mäßig einzustufen. Bei 12° Drehung erreicht die d - Streckenabnahme etwa die Grenze der halben Standardabweichung entsprechend ca. 0,85 mm.

Bei der Beckendrehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes erfolgt bei 20° Drehung im Mittel eine sehr deutliche Zunahme der d - Strecke bis auf die 2,1 - fache Standardabweichung entsprechend einer Zunahme um 3,6 mm (Abb.7.4 b). Ausgehend von dem Normalwert von 3,9 mm d - Streckenlänge kann mit einer solchen Beckenverlagerung ein gesundes Hüftgelenk weit in den pathologischen Bereich kommen ($3,9 + 3,6 = 7,5$ mm) der bei ≥ 6 mm Länge beginnt (BUSSE, GASTEIGER, TÖNNIS 1972). Eine solche Beckenverlagerung wird allerdings in der Klinik ohne weiteres als unbrauchbar erkannt.

Bei einer Beckendrehung zur Gegenseite um 12° erreicht die d-Strecken Zunahme die einfache s-Grenze ($=1,7$ mm). Ein gesundes Hüftgelenk mit dem Normalwert von 3,9 mm d-Strecke würde bei einer Zunahme der d-Strecke infolge einer solchen Beckenverdrehung mit d = 5,6 mm ($1,7 + 3,9$) bereits nahe an den pathologischen Bereich von 6 mm heran kommen.

Im Sinne einer sicheren Diagnostik ist daher die 12° -Marke

wie beim ACM - Winkel als Ausschlußgrenzwert anzusehen. Aufnahmen mit einer derartigen Verdrehung sollten nicht mehr verwendet werden.

Bei der Beckenkipfung bis 14° erfolgt besonders bei den extremen Positionen, 12° und 14° Kippung, eine deutliche Zunahme der d - Streckenlänge bis zur 2s Grenze entsprechend 3,4 mm Zunahme. Bei 12° sind 0,8s, d.h. 1,4 mm Zunahme erreicht (Abb. 7.4 c).

Die Beckenaufrichtung bis 16° ergibt im Mittel eine Abnahme der d - Strecke bis knapp zur einfachen Standardabweichung (- 1,7 mm) und zwar etwa ab 12° Aufrichtung. Insoweit treffen auch hier die zur Beckendrehung gemachten Ausführungen zu (Abb. 7.4 d).

8.3.2 Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens

Die Beckenaufrichtung und Drehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° läßt den Wert der d - Strecke im Mittel bis zum 0,85fachen Wert abfallen. Dies entspricht einer durchschnittlichen Längenabnahme um 1,4 mm (Abb. 7.6 a).

Bei der Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° erfolgt im Mittel eine geringe Größenzunahme der d - Strecke bis auf den 0,3 fachen s-Wert, entsprechend einer durchschnittlichen Zunahme um 0,5 mm. Dieser Wert liegt innerhalb der Meßungenauigkeit der d - Streckenmessung (Abb. 7.6. b).

Die Beckenkipfung und Drehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° ergibt im Mittel ein stetiges Zunehmen der d - Strecke bis zum 0,75fachen s - Wert, entsprechend 1,3 mm Zunahme (Abb. 7.6 c).

Bei Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes um je 10° ergibt sich im Mittel eine Zunahme des d - Streckenwertes auf den 0,8 fachen s - Wert entsprechend 1,4 mm (Abb.7.6 d).

8.3.3 Zusammenstellung der mittleren Änderung der d-Strecke bei jeweils 10° unterschiedlicher Beckenverlagerung (teilweise aus der Grafik entnommen).

Beckenverlagerung	durchschnittl. Änderung der d - Strecke	
10° Beckendrehung zur gleichen Seite	-0,4 s	-0,7 mm
10° Beckendrehung zur Gegenseite	+0,8 s	+1,4 mm
10° Beckenaufrichtung	-0,75 s	-1,3 mm
10° Beckenkipfung	+0,75 s	+1,3 mm
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur gleichen Seite	-0,85 s	-1,4 mm
10° Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite	+0,3 s	+0,5 mm
10° Beckenkipfung und Drehung zur gleichen Seite	+0,75 s	+1,3 mm
10° Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite	+0,8 s	+1,4 mm
Standardabweichung der d-Strecke (gesundes Hüftgelenk, BUSSE, 1972).	± 1 s	$\pm 1,7$ mm

Zusammenfassend kann somit festgestellt werden, daß das Verhalten der d-Strecke bei Beckenverlagerungen im 10° - Bereich relativ ausgeglichen ist. Die Abweichungen bewegen sich knapp unterhalb der einfachen s-Grenze (um 0,7 - 0,8s).

Bei extremen Positionen nimmt die d-Strecke jedoch rasch zu und zwar insbesondere bei der Beckenkipfung von 14° bis zu $2s$, ebenso bei der Beckendrehung bis 20° zur Gegenseite des betreffenden Hüftgelenkes (Abb. 7.4 c und 7.4 d).

Bei Beckendrehungen um die vertikale Beckenachse als auch bei der Kippung ist die 12° -Marke als Ausschlußgrenzwert anzusehen, da bereits dort bei gesunden Hüftgelenken durch die Verlagerung des Beckens die einfache s-Grenze erreicht wird und d-Streckenzunahmen erfolgen, die den Wert der d-Strecke nahe an den pathologischen Bereich heranbringen und die Aussage des betreffenden Röntgenbildes verfälschen.

8.4 Das Verhalten des Hüftwertes bei unterschiedlichen Beckenpositionen

8.4.1 Positionsveränderungen auf der vertikalen und horizontalen Beckenachse

Die Mittelwertkurven zum Hüftwert bleiben bei allen untersuchten Beckenpositionsänderungen dieses Achsensystems unterhalb der Grenze der halben Standardabweichung.

Bei der Beckendrehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckendrehung zur gleichen Seite) erfährt der Hüftwert bei 20° Drehung im Mittel eine leichte Zunahme von 0,15 s entsprechend 0,51 Hüftwerteinheiten. Die Abweichung ist damit vernachlässigbar klein (Abb.7.4.a). Wie sich aus den Graphen der Teilgrößen ersehen läßt, ist das Verhalten der Hüftwertmittelwertkurven mit den sich in der Größe gegenseitig ausgleichenden Teilgrößen mit einer sinnvollen Verknüpfung bzw. Berechnungsart erklärbar.

Dies kommt auch besonders deutlich bei den Mittelwertkurven für die Beckendrehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes zum Ausdruck, wo sich die Graphen von ACM - Winkel und d - Strecke nahezu spiegelbildlich verhalten und eine annähernd über den ganzen Verlauf am Ausgangswert bleibende Hüftwertkurve resultiert (Abb. 7.4 b).

Bei der Beckenkipfung bis 14° resultiert ein leichter Anstieg des Hüftwerts bis zu 0,45 s bei 14° Kippung. Dies entspricht einer Zunahme von 1,53 Hüftwerteinheiten und bedeutet eine relativ geringe Abweichung (Abb.7.4 c). Bei der Beckenaufrichtung bis 16° ergibt sich eine leichte Abnahme des Hüftwerts in den extremen Positionen, die bei 16° Aufrichtung 0,2 s beträgt entsprechend 0,7 Hüftwerteinheiten. Auch diese Abweichung ist vernachlässigbar klein (Abb. 7.4 d).

9.4.2 Kombinierte Positionsveränderungen des Beckens

Auch bei den kombinierten Positionsveränderungen bleiben Veränderungen des Hüftwerts bis auf eine Ausnahme im Mittel unter der halben Standardabweichung. Bei der Beckenaufrichtung und Drehung zur selben Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckenaufrichtung und Drehung zur gleichen Seite) um je 10° bleibt der Hüftwert im Mittel nach einer leichten Zunahme im weiteren Verlauf bei den Ausgangswerten (Abb. 7.6 a).

Die Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite) um je 10° läßt den Hüftwert im Mittel zunächst leicht ansteigen, dann aber im weiteren Verlauf um $-0,35$ s entsprechend 1,2 Hüftwerteinheiten abfallen, was eine rel. geringe Abweichung darstellt (Abb. 7.6 b).

Bei der Beckenkipfung und gleichzeitiger Drehung zur Seite des betrachteten Hüftgelenkes (Beckenkipfung und Drehung zur selben Seite) um jeweils 10° erreicht der Hüftwert zum einzigen Mal während des gesamten Untersuchungsganges die $0,5$ s - Grenze entsprechend einer Zunahme um 1,7 Hüftwerteinheiten. Dies ist dadurch erklärlich, daß sich bei dieser Art Beckenverlagerung die Werte sämtlicher Teilgrößen des Hüftwerts erhöhen. Durch die Berechnungsart des Hüftwerts kommt jedoch auch hier nur eine relativ geringe Abweichung zustande (Abb. 7.6 c).

Bei der Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite des betrachteten Hüftgelenkes erfolgt im Mittel eine leichte Zunahme des Hüftwerts. Sie beträgt bei 10° Kippung und Drehung $0,1$ s und ist zu vernachlässigen (Abb. 7.6 d).

8.4.3 Zusammenstellung der Änderung des Hüftwerts
bei jeweils 10° unterschiedlicher Beckenver-
lagerung im Mittel (teilweise aus der Grafik ent-
 nommen).

Beckenverlagerung	Durchschnittliche Änderung des Hüftwerts	
10° Beckendrehung zur gleichen Seite	+0,15 s	+0,51 HWE
10° Beckendrehung zur Gegenseite	-----	-----
10° Beckenaufrichtung	-0,2 s	-0,7 HWE
10° Beckenkipfung	+0,25 s	+0,85 HWE
10° Beckenaufrichtung und 10° Drehung zur gleichen Seite	-----	-----
10° Beckenaufrichtung und Drehung zur Gegenseite	-0,35 s	-1,2 HWE
10° Beckenkipfung und Drehung zur gleichen Seite	+0,5 s	+1,7 HWE
10° Beckenkipfung und Drehung zur Gegenseite	+0,1 s	+0,34 HWE
Standardabweichung beim gesunden Hüftgelenk $\pm 3,4$ Hüft- werteinheiten (HWE); (BUSSE, 1972).		

Der Hüftwert erweist sich danach als weitestgehend stabil gegenüber Beckenverlagerungen sowohl auf den horizontalen und vertikalen Achsen des Beckens als auch auf den Schrägachsen (kombinierte Positionsänderungen) mit Beckenschräglagen.

Auch in den höheren Bereichen von Beckenverdrehungen um die vertikale und horizontale Achse des Beckens bleibt der Hüftwert im Mittel ohne wesentliche Abweichungen vom Ausgangswert.

Der Hüftwert ist somit gut geeignet, den Einfluß von Beckenverlagerungen über einen weiten Bereich zu kompensieren und die Sicherheit der diagnostischen Aussage einer Beckenübersichtsaufnahme trotz Beckenverlagerung mit hoher Zuverlässigkeit aufrecht zu erhalten.

9. Zusammenfassung

Die experimentellen Untersuchungen an sechs Leichen (12 Hüftgelenke) verschiedenen Alters und Geschlechts wurden mit einem speziell entwickelten Meßgerät durchgeführt, welches die Lage des Beckens auf dem Röntgenbild in Winkelgraden dokumentiert.

Die Ergebnisse zeigen, daß projektionsbedingte Auswirkungen von Lagerungsfehlern des Beckens sowohl um die vertikale und horizontale Drehachse, als auch bei Beckenschräglagerung den Hüftwert im Mittel nur in sehr geringem Ausmaß, nämlich bis zur halben Standardabweichung seines Normalkollektivs beeinflussen.

Eine ähnlich geringe Beeinflussung erfolgt im untersuchten Bereich lediglich noch beim CE-Winkel.

Der Hüftwert hat jedoch durch seine besondere Konstruktion für die Diagnose, Prognose und Verlaufsbeobachtung der Hüftdysplasie einen ungleich höheren Informationsgehalt als der CE-Winkel allein und ist mit Hilfe eines speziell entwickelten Taschenrechners ohne größeren Aufwand leicht bestimmbar.

Da Hüftgelenke, die sich im Grenzbereich des Normalen zum Pathologischen befinden, kontrollbedürftig sind, also mehrmals geröntgt werden müssen, ist es wichtig, über ein Bewertungssystem zu verfügen, das weitgehend unabhängig von Fehllagerungen des Beckens in der täglichen Röntgenpraxis ist und zugleich einen maximalen Informationsgehalt über das untersuchte Hüftgelenk bietet. Dieses Bewertungssystem ist mit dem Hüftwert gegeben.

Der Hüftwert erhöht die Sicherheit bei der Auswertung von Beckenübersichtsaufnahmen zur diagnostischen Abgrenzung der Hüftdysplasie und trägt dazu bei, die Zahl der Wiederholungsaufnahmen und die damit verbundene Strahlenbelastung des Patienten in der diesbezüglich besonders kritischen Region (Gonaden) zu verringern.

10. Anhang

Zur Verdeutlichung der Konturen des Hüftgelenkes auf einer a.p.- Beckenübersichtsaufnahme sollen die folgenden 3 Abbildungen dienen (Abb. 10.1, 10.2, 10.3).

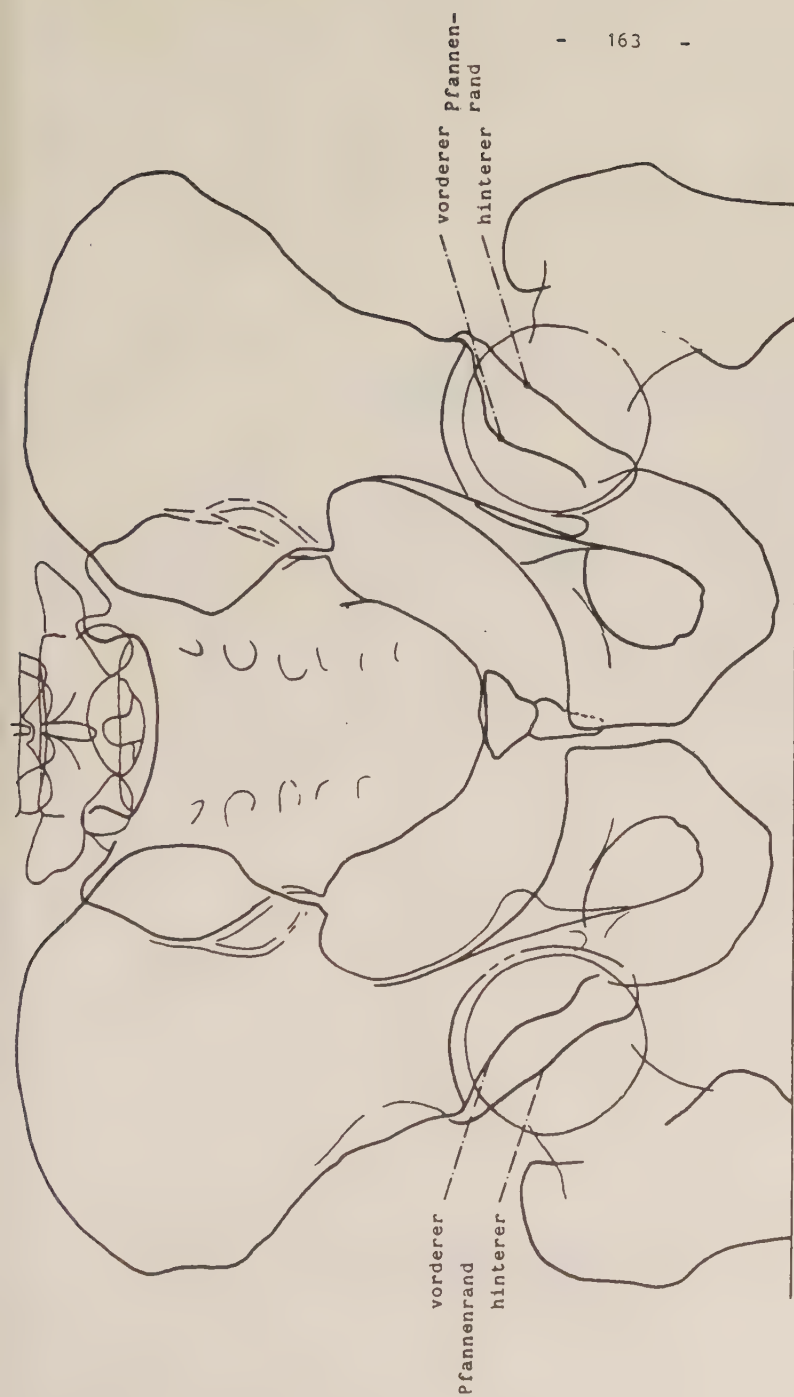


Abb. 10.1 Beckenübersicht a.p. (umzeichnet nach JANKER 1976).

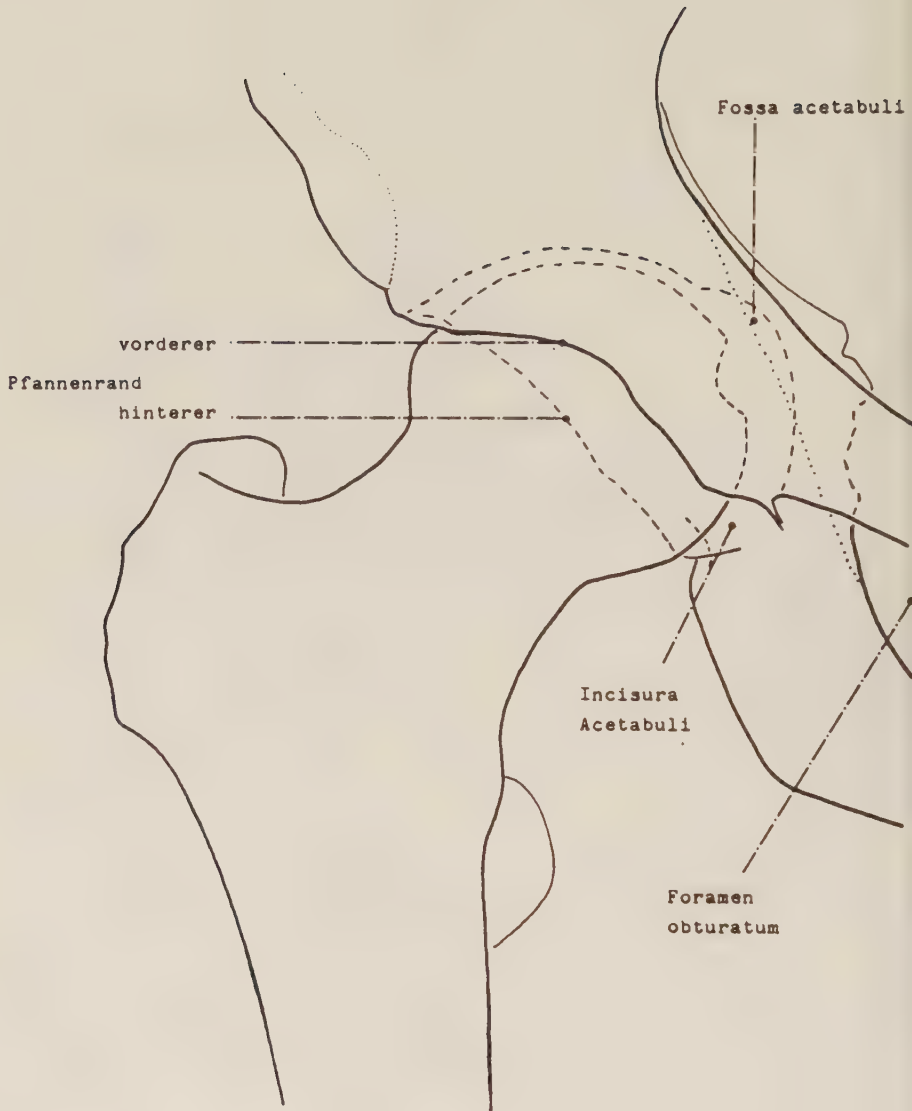


Abb. 10.2 Rechte Hüfte a.p., Bein gestreckt und etwas einwärts gedreht. Achsenstrahl auf die Mitte des Caput femoris, Vergrößerung 4:5 (umzeichnet nach SPALTEHOLZ 1932).

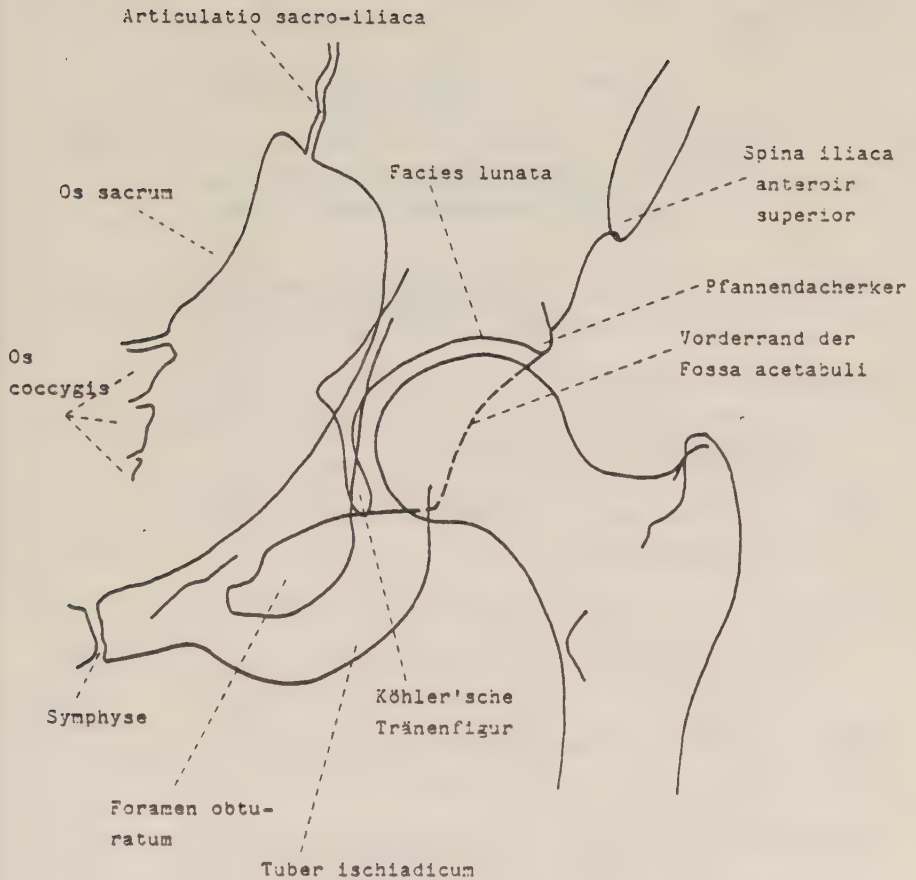


Abb. 10.3 Hüftgelenk a.p., Becken in Kippstellung, da Foramen obturatum oval (unzeichnet nach WICKE 1990)

Literatur:

- ANGERSTEIN W.: Lexikon der radiologischen Technik,
3.Auflage.Thieme,Stuttgart 1979
- BAUDISCH E.: Grundlagen der medizinischen Radiologie.
Verlag Volk und Gesundheit,Berlin 1978
- BAUDISCH E.,BECKER Th.: Klinische Röntgendiagnostik,
Bd. 1. Joh. Ambrosius Barth-Verlag,Leipzig 1981
- BENNINGHOFF A.,GOERTTLER K.: Lehrbuch der Anatomie des
Menschen,10.Auflage. Urban und Schwarzenberg,
München-Berlin-Wien 1968
- BÖHLER L.:Technik der Knochenbruchbehandlung,3.Auflage.
W.Maudrich, Wien 1932
- BÜCHNER H.: Möglichkeiten zur Messung der wahren Objekt-
größe.Handb. d. Radiol. Bd. III.
Springer,Berlin-Heidelberg-New York 1967
- BRAUS H.,ELZE C.: Anatomie des Menschen, Band 1, 3.Auflage.
Springer,Berlin-Göttingen-Heidelberg 1954
- BRUSSATIS F.: Zur Indikation der Pfannendachplastik.
"Beckenosteotomie,Pfannendachplastik".Intern.
Symposium Basel.Herausgeber G.Chapchal,Stuttgart
Thieme 1965
- BRÜCKL R.: Eine Abgrenzung normaler und dysplastischer
Hüftgelenke durch den Hüftwert,Dissertation,
LMU München 1972

BRÜCKL R., HEPP W.R., TÖNNIS D.: Eine Abgrenzung normaler und dysplastischer jugendlicher Hüftgelenke durch den Hüftwert. Arch. orthop. Unfall-Chir. 74 (1972) 13

BRÜCKL R., PLITZ W., ROSEMEYER B., SCHIER E.: Projektionsbedingte Veränderungen planimetrischer Meßgrößen im Beckenübersichtsbild. Orthop. Praxis 12 (1986) im Druck.

BRÜCKL R., TÖNNIS D.: Zum Wachstum des jugendlichen Hüftgelenkes. Arch. orthop. Traumat. Surg. 93 (1979) 149-159

-- Der Hüftwert als Entscheidungshilfe zur Operationsindikation bei der jugendlichen Dysplasiehüfte. Z. Orthop. 119 (1981) 486-490

BUSSE J.: Diagnose und Prognose deformierter Hüftgelenke. Dissertation, LMU München 1972

BUSSE J., GASTEIGER W., TÖNNIS D.: Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes: Der Hüftwert. Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 1

-- Die Bedeutung des Hüftwerts für die Diagnose und Prognose deformierter Hüftgelenke. Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 245

CANIGIANI G.: Einstelltechnik. W. Maudrich, Wien 1980

CORNING H.K.: Lehrbuch der topografischen Anatomie, 23. Auflage. Springer, Berlin 1946

CLARK K.C.: Positioning in Radiography, 9. Edition. William Heinemann Medical Books LTD, London 1973

- DEBRUNNER A.M.: Orthopädie. H.Huber, Bern-Stuttgart-Wien 1963
- DIHLMANN W.: Gelenke - Wirbelverbindungen, 2.Auflage. Thieme, Stuttgart-New York 1982
- DÖRR M.W.: Makroskopisch-anatomische, osteologische und röntgenologische Untersuchungen an frühkindlichen Hüftluxationspräparaten. Habilitationsschrift, RWTH Aachen 1968
- DÜRRSCHMIDT V.: Die Luxationshüfte als präarthrotische Deformität. Beitr. Orthop. u. Traumatol. (1981) 337 - 342
- ENDLER F., FOCHEM K., WEIL U.H.: Orthopädische Röntgendiagnostik. Thieme, Stuttgart-New York 1984
- ENGELHARDT P.: Juvenile Hüftkopflösung und Koxarthrose. Enke, Stuttgart 1984
- FABER A.: Das Röntgenbild des Hüftgelenkes beim Säugling. Verh. dtsch. orthop. Ges., Beih. Z. Orthop. 67 (1938) 251
- FASSBENDER C.W., HIPPE E., HÜHN E.A.: Klinische Gesichtspunkte zur Bedeutung und zur Technik nuklearmedizinischer Methoden bei Hüftkopfnekrosen. Z. Orthop. 107 (1969) 75 - 93
- FELIX R., RAMM B.: Das Röntgenbild. Thieme, Stuttgart-New York 1980
- FICK R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, Teil 3. Fischer, Jena 1911
- FURGUSON A.B. zit. nach ENDLER F., FOCHEM K., WEIL U.H.: Orthopädische Röntgendiagnostik. Thieme, Stuttgart-New York 1984

- GARRE C., BORCHARD A.: Lehrbuch der Chirurgie,
6. Auflage. F.C.W. Vogel, Leipzig 1928
- GLASSCHEIB S.: Allgemeine Röntgenkunde. 2. Auflage.
Springer, Wien 1936
- GRAF R.: Welche Information liefert die sonografische
Hüftgelenksuntersuchung bei Säuglingen?
Ultraschall Diagnostik. Thieme, Stuttgart-New York
1984
- GRASHEY R., BIRKNER R.: Atlas typischer Röntgenbilder vom
normalen Menschen, 10. Auflage. Urban und
Schwarzenberg, München-Berlin 1984
- MC GRATH Ph., MILLS P.: Atlas of sectional Anatomy. Karger
Basel-München-Paris-London-New York-Tokio-
Sydney 1984
- GRAY H.: Grays Anatomy, 34. Auflage. Longmans, Green
and Co. LTD, London and Harlow 1969
- HAFFERL A.: Lehrbuch der topografischen Anatomie, 3. Auflage.
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1969
- HALL B.: Mongolism in Newborn. Acta Paediatrica Scand.,
Suppl. 154, 1964
- HOHMANN D., UHLIG R.: Orthopädische Technik, 7. Auflage.
Enke, Stuttgart 1982
- HOLLE F., JENSEN H.P., SONNTAG E.: Grundriß der gesamten
Chirurgie. 7. Auflage. Springer, Berlin-Göttingen
Heidelberg 1960

HOXTER E.A.: Röntgenaufnahmetechnik, 13.Auflage.

Siemens AG, Berlin-München 1982

HUBENSTORF H.: Fehlerquellen bei der Röntgendiagnostik

der angeborenen Hüft dysplasie. Beitr. Orthop 13

(1966) H. 11 683

JANKER R.: Röntgenbilder. Springer, Berlin-Heidelberg-

New York 1976

JANOVEC M.: Studie über den Einfluß der Lage des Säuglings-

beckens auf das Röntgenbild. Beitr. Orthop. 20

(1973) 445 - 452

JENTSCHURA G.: Über die praktische Anwendung der Methode

Wibergs für die Beurteilung der kongenitalen

Dysplasie des Hüftgelenkes beim Erwachsenen.

Z.Orthop.80 (1950) 34 - 39

JOESSEL G., WALDEYER W.: Lehrbuch der topographisch-

chirurgischen Anatomie. F.Cohen, Bonn 1899

IDELBERGER K.: Lehrbuch der Orthopädie, 3.Auflage.

Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1978

IDELBERGER K., FRANK A.: Über eine neue Methode zur Be-

stimmung des Pfannendachwinkels beim Jugend-

lichen und Erwachsenen. Z.Orthop. 82 (1952)

571 - 577

KAHLE W., LEONHARDT H., PLATZER W.: Taschenatlas der Anatomie.

Bd. 1. Thieme. Stuttgart 1979

KAISER G.: Die angeborene Hüftluxation. Fischer, Jena 1958

- KELLER G.: Zum heutigen Aspekt der Hüftdysplasie in
Klinik und Röntgenologie. Z.Orthop. 113 (1975)
243 - 259
- KORITKE J.G., SICK H.: Atlas anatomischer Schnittbilder
des Menschen, Bd. 2. Urban und Schwarzenberg,
München-Wien-Baltimore 1982
- LANGE M.: Orthopädisch-chirurgische Operationslehre,
2.Auflage. J.F.Bergmann, München 1962
- LANGE M.: Lehrbuch der Orthopädie und Traumatologie.
2.Auflage. Enke, Stuttgart 1971
- LANZ T. von, WACHSMUTH W.: Praktische Anatomie. Springer,
Berlin-Heidelberg-New York 1972
- LOCHMANN I.: Die Körperhaltung und ihre Beziehung zur
Beckenneigung. Dissertation, Universität Erfurt
1962
- MARTIN R., SALLER K.: Lehrbuch der Anthropologie.
Fischer, Stuttgart 1957
- MATZEN F.: Orthopädie. Verlag Volk und Gesundheit,
Berlin 1982
- MELZER E.: Röntgenologische Untersuchungstechnik und
Diagnostik der kindlichen Hüfte. Röntg. 30
(1977) 91 - 96

- MEULI H.C.: Die Röntgenuntersuchung des Hüftgelenkes in
Orthopädie und Traumatologie. Orthopäde 5 (1976)
205 - 216
- MITTELMEIER H., SCHMITT O.: Lagerung und Fixierung zur
Röntgenaufnahme. In: Hüftluxation und Hüftdysplasie
im Kindesalter von FRIES G. und TÖNNIS D.,
Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft,
Uelzen, 1981
- MÜNZENBERGER K.J.: Orthopädie in der Praxis. edition
medizin, Florida-Basel 1981
- NORDMANN O.: Praktikum der Chirurgie, 4. Auflage.
Urban und Schwarzenberg, Berlin-Wien 1938
- OERTEL O.: Leitfaden der topographischen Anatomie. 2. Auf-
lage. Karger-Verlag, Berlin 1927
- OEST W.: Zur klinischen Messung der Neigungswinkel des
menschlichen Beckens im Liegen und Stehen mit
dem Spino-Symphysen-Goniometer. Dissertation,
Universität Mainz 1981
- PAPADOPULOS J.S., MALAHIAS G.L.: Hüftgelenkspalbreite:
Ist der Seitenvergleich für Diagnostik auswertbar?
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 44 - 51
- PERNKOPF E.: Topographische Anatomie des Menschen. Urban
und Schwarzenberg, Berlin-Wien 1943
- PFEIFFER L.: Handbuch der angewandten Anatomie. Verlag Otto
Spamer, Leipzig 1899
- PITZEN P.: Frühdiagnose der angeborenen Hüftgelenksver-
renkung. Verh. dtsh. orthop. Ges., Beih. Z. Orthop.
79 (1949) 78 - 93

PSCHYREMBEL W.: Klinisches Wörterbuch, 252. Auflage.
de Gruyter, Berlin-New York 1975

ROHLEDERER O.: Zur Röntgendiagnostik der Hüftluxation.
Verh.dtsch.Orthop.Ges., 37.Kongreß, Beih. Z.
Orthop. 79 (1950) 95 - 99

RAVELLI A.: Zum anatomischen und röntgenologischen Bild
der Hüftpfanne. Z.Orthop. 113 (1975) 306 - 315

-- Röntgenzeichen und Meßmethoden zur Erkennung
der angeborenen Dysplasie der Hüfte. Z.Orthop.
84 (1953) 28 - 33

SCHIEBLER T.H., SCHMIDT W.: Lehrbuch der gesamten Anatomie
des Menschen, 2. Auflage. Springer,
Berlin-Heidelberg-New York 1981

SCHOEN D., MAGNUS H.E.: Eine einfache Methode zur relativen
oder absoluten Röntgenplanimetrie. Fortschr.
Röntgenstr. 78 (1953) 196 - 204

SCHINZ H.R.: Lehrbuch der Röntgendiagnostik, Band 1,
6. Auflage. Thieme, Stuttgart 1965

SCHNEIDER J.: Der Hüftwert im Kindes- und Jugendalter und
seine Aussage über die Prognose dysplastischer Hüft-
gelenke. Dissertation, Universität Dresden 1980

SCHNEIDER W.H.E.: Asymmetrie der Oberschenkel- und Gesäß-
falten und ihre diagnostische Bedeutung. Z.Orthop.
93 (1960) 508

- SCHULZE K.J., SCHNEIDER J.: Der Hüftwert zur diagnostischen und prognostischen Beurteilung des dysplastischen Hüftgelenks. Beitr. Orthop. u. Traumatol. 28 (1981) 331 - 337
- SCHUSTER W.: Röntgenologische Beurteilung der dysplastischen Hüftpfanne. Orthopäde 2 (1973) 219 - 225
- SPALTEHOLZ W.: Handatlas der Anatomie des Menschen, 1. Band, 13. Auflage. Hirzel, Leipzig 1932
- STRAUB G.: Druckstellen, Drucknekrosen, Dekubitalerkrankung. Arbeitshefte zur Krankenpflege, H 5 (1984) 5 - 23
- TITTEL K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen, 10. Auflage. Fischer, Stuttgart 1985
- TOLDT C., HOCHSTETTER F.: Anatomischer Atlas, 24. Auflage. Urban und Schwarzenberg, Wien-Innsbruck 1963
- TÖNNIS D.: Über die Änderung des Pfannendachwinkels der Hüftgelenke bei Dreh- und Kippstellungen des kindlichen Beckens. Z. Orthop. (1962) 462
- Der Hüftwert. Orthopädische Praxis, Heft 1 (1974) 40 - 42
- Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer, Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo 1984
- TÖNNIS D., BRUNKEN D.: Eine Abgrenzung normaler und pathologischer Hüftpfannendachwinkel zur Diagnose der Hüft dysplasie. Arch. orthop. Unfallchir. 64 (1968) 197 - 228

- TÖNNIS D.: Normal values of the hip joint for the evaluation of x-rays in children and adults. Clin.Orthop. 119 (1976) 39
- TÖNNIS D.: Probleme der Abgrenzung normaler und dysplastischer Hüften. In : Hüftluxation und Hüft-dysplasie im Kindesalter von FRIES G. und TÖNNIS D., Medizinisch Literarische Verlagsgesellschaft, Uelzen, 1981
- TÖNDURY G.: Angewandte und topografische Anatomie, 5. Auflage. Thieme, Stuttgart New York 1981
- TREVES-KEITH: Chirurgische Anatomie, 6. Ausgabe. Springer, Berlin 1914
- WAIGAND D.: Die Stellung der Röntgenologie bei Diagnostik und Therapie der dysplastischen Hüfte. Ann.Radiol., 1968 11 (5-6) 315 - 323
- WEBER H.: Über die Neubildung des knöchernen Pfannendaches bei der angeborenen Hüftverrenkung. Z.orthop.Unfall-Chir. 25, 144 (1910).
- WICKE L.: Röntgendiagnostik, Einstelltechnik. Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1983
- WICKE L.: Atlas der Röntgenanatomie, 2. Auflage. Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1980
- WIBERG G.: Studies on the dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint with special reference to the complication of osteo-arthritis. J Bone Jt Surg 15 (1933) 16

ZIMMER E., BROSSY M.: Lehrbuch der röntgenologischen
Einstelltechnik, 3. Auflage. Springer, Berlin-
Heidelberg-New York 1982

ZIPPEL H.: Untersuchungen zur Normalentwicklung der
Formelemente am Hüftgelenk im Wachstumsalter.
Beitr. Orthop. u. Traumatol. 18 (1971) 255 - 269

Lebenslauf

Geboren am 28.3.1949 in München als Sohn des Angestellten Franz Schier und seiner Ehefrau Berta.

Besuch der Volksschule in München-Allach; anschließend Besuch des mathematisch-naturwissenschaftlichen Gymnasiums in Dachau. Abitur 1971 am Max-Planck-Gymnasium in München. Vom Herbst 1971 bis Wintersemester 1976/77 Studium der Betriebs- und Rechtswissenschaften an der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Ab Sommersemester 1977 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München. Ärztliche Prüfung Herbst 1985. Approbation im Winter 1985/86.

Eugen Schier

